

Johannes Wergin

**Analyse der Patientenstrahlungsdosis bei
durchleuchtungsgestützten Operationen an der
Lendenwirbelsäule**

eingereicht als

DIPLOMARBEIT

an der

Hochschule Mittweida
University of Applied Sciences



Fakultät Mathematik/ Naturwissenschaften/ Informatik

Halle, 2011

Erstprüfer: Herr Prof. Dr. R. Hinderer

Zweitprüfer: Herr Prof. Dr. S. Weißmantel

Vorgelegte Arbeit wurde verteidigt am: 30.06.2011

Bibliographische Beschreibung:

Wergin, Johannes:

Analyse der Patientenstrahlungsdosis bei durchleuchtungsgestützten Operationen an der Lendenwirbelsäule. - 2010. - 141 S.

Mittweida, Hochschule Mittweida, Fakultät Mathematik/Naturwissenschaften/
Informatik, Diplomarbeit, 2011

Kurzreferat:

Ziel der Diplomarbeit ist es, die Verwendung von mobilen Durchleuchtungsgeräten im Operationsbereich einer Klinik zu beobachten. Dabei wird die Patientenstrahlungsdosis bei durchleuchtungsgestützten Operationen im Klinikalltag analysiert und insbesondere das Handeln des Anwenders von mobilen Durchleuchtungsgeräten betrachtet. Aus Sicht des Strahlenschutzes ist dabei die Durchleuchtung im Lendenwirbelsäulenbereich von besonderem Interesse. Die Ergebnisse der Studie zeigen Schwachstellen im Klinikalltag auf. Aufgrund dessen erfolgt die Formulierung von praktischen Hinweisen, um Strahlungsdosis zu reduzieren. Außerdem werden Funktionen an den mobilen Durchleuchtungsanlagen als Möglichkeit zur Dosisreduktion in Betracht gezogen und überprüft.

Für meine Eltern

Für Anca

Inhaltsverzeichnis

	Abbildungsverzeichnis	iii
	Tabellenverzeichnis	vi
0	Einleitung	1
1	Grundlagen.....	4
1.1	Physikalische Grundlagen	4
1.1.1	Röntgenstrahlung – Erzeugung und Charakterisierung.....	4
1.1.2	Messgröße Dosisflächenprodukt	8
1.1.3	Messgröße Durchleuchtungszeit.....	9
1.2	Mobile Röntgendurchleuchtungssysteme	9
1.2.1	Aufbau und Funktionsweise	10
1.2.2	Flachdetektor	12
1.3	Die Wirbelsäule des Menschen	16
1.3.1	Aufbau	16
1.3.2	Verletzungstypen	17
1.3.3	Medizinische Versorgung der Verletzungen	19
2	Material und Methoden	22
2.1	Mobiles Röntgendurchleuchtungssystem des Typs „Ziehm Vision FD“	22
2.1.1	Funktion „Adipöser Patient“	29
2.2	Bedingungen der Studie.....	31
2.2.1	Abgleich der mobilen Röntgendurchleuchtungssysteme	32
2.2.2	Operationsmethoden.....	36
2.2.3	Operateur	46
2.3	Durchführung der Studie	47

2.4	Der Kruskal-Wallis-Test (H-Test)	49
3	Ergebnisse.....	52
3.1	Abgleich der mobilen Durchleuchtungsanlagen.....	53
3.1.1	Abgleich der vier Geräte untereinander anhand der Strahlungsdosisleistung..	53
3.1.2	Überprüfung des berechneten Dosisflächenproduktes bzw. des Dosisflächenproduktmessgerätes.....	54
3.2	Auswertung der aufgenommenen Daten	55
3.2.1	Einflussnahme des Operators.....	64
3.2.2	Auswirkungen der gepulsten Durchleuchtung	72
3.2.3	Nützlichkeit und Effekte der Funktion „Adipöser Patient“	74
4	Diskussion.....	77
4.1	Zusammenhänge zwischen den Operationsmethoden und den Operationsschritten	77
4.2	Einflussnahme des Operators.....	81
4.3	Strahlungsdosisreduktion durch Senkung der Pulsfrequenz	92
4.4	Bildqualitätsverbesserung durch die Funktion „Adipöser Patient“	95
4.5	Fehlerbetrachtung	97
4.5.1	Systematische Fehler	97
4.5.2	Zufällige Fehler	99
5	Ausblick	101
	Literaturverzeichnis	103
	Eidesstattliche Erklärung	110
	Danksagungen.....	111
	Anlagen	A-I

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1:	Schematische Darstellung einer Röntgenröhre mit Drehanode [Schlegel/Bille 2002, S. 145]	4
Abbildung 2:	Glühwendel einer Glühkathode [Schlegel/Bille 2002, S. 144]	5
Abbildung 3:	Ungefiltertes Röntgenspektrum [Morneburg 1995, S. 86]	7
Abbildung 4:	Flachdetektor [Ziehm 2010]	13
Abbildung 5:	Flachdetektor mit indirekter Konversion a) Querschnittsansicht [Anschütz 2008], b) Draufsicht [Loose/Busch/Wucherer 2005, S. 747]	14
Abbildung 6:	Flachdetektor mit direkter Konversion a) Querschnittsansicht, b) Draufsicht [Loose/Busch/Wucherer 2005, S. 747]	14
Abbildung 7:	a) Darstellung der Wirbelsäule [Olle 2010]; b) Darstellung des Wirbels in der Drauf- und Seitenansicht [Wehner 2010]	16
Abbildung 8:	Röntgenaufnahme eines Fixateur interne mit Wirbelsäulen-Cage [Weidt 2010]	21
Abbildung 9:	Ein mobiles Röntgendurchleuchtungssystem vom Typ „Ziehm Vision FD“ [Ziehm 2010]	22
Abbildung 10:	Bedienoberfläche der mobilen Durchleuchtungsanlage "Ziehm Vision FD" [Ziehm 2009, S. 8-3]	25
Abbildung 11:	Schematische Darstellung eines Röntgenstrahlers an einem C-Bogen [Ziehm 2007, S. 7-1]	28
Abbildung 12:	Taste zur Aktivierung der Funktion "Adipöser Patient" [Ziehm 2009, S. 8-11]	30
Abbildung 13:	Messgerät "Solidose 300" mit Ionisationskammer der Firma RTI Electronics AB [Northern Physics Services 2011]	33
Abbildung 14:	Bandscheiben-Cage der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH [Signus 2011]	41
Abbildung 15:	Wirbelsäulen-Cage [Synthes 2010 (1)]	42

Abbildung 16: Schema der Ventrodorsalen Fusion mit Bandscheiben-Cage der Firma Synthes GmbH sowie Pedikelschrauben und Stäbe (Fixateur interne) der Firma Medtronic GmbH [Synthes 2010 (2)]	42
Abbildung 17: Schrauben-Stäbe-System (Fixateur interne) der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH zur Stabilisierung der Wirbelsäule [Signus 2011]	43
Abbildung 18: Pedikeleintrittspunkte an der LWS; links laterale, rechts dorsale Ansicht der LWS [Weigel 2005, S. 221]	43
Abbildung 19: Einbringen eines Fixateur interne [Weidt 2010].....	45
Abbildung 20: ALIF-Rahmenplatte mit Verankerungs- und Befestigungsschrauben [Signus 2011]	45
Abbildung 21: Bandscheibenprothese der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH [Signus 2011]	46
Abbildung 22: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der 85 begleiteten Operationen	55
Abbildung 23: Mittlere Gesamtdauer der jeweiligen Operationsmethode	56
Abbildung 24: Arithmetische Mittel der qualitativen Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit für den jeweiligen Operationstyp	57
Abbildung 25: Streudiagramm der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit aus den Gesamtmesswerten der Operationen	58
Abbildung 26: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der erfassten Operationsschritte	59
Abbildung 27: Arithmetische Mittel der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit für den jeweiligen Operationsschritt.....	60
Abbildung 28: Altersstruktur der Patienten	61
Abbildung 29: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der Patienten nach dem Body Mass Index (BMI).....	62
Abbildung 30: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der Verwendung von Durchleuchtungsrichtungen	63
Abbildung 31: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der Operationen des jeweiligen Operateurs	64

Abbildung 32: Prozentuale Häufigkeitsverteilung aller Operationsschritte des jeweiligen Operators	65
Abbildung 33: Arithmetische Mittel und Standardabweichungen der Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit des Operationsschrittes „Schraubenplatzierung“ für den jeweiligen Operateur	67
Abbildung 34: Arithmetische Mittel und Standardabweichungen der Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit des Operationsschrittes „Bohrung mit Ahle“ für den jeweiligen Operateur	67
Abbildung 35: Beispielhafte Benutzeroberfläche der Software virtX [Wagner/Duwenkamp/Ahrens 2009, S. 4].....	87

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1:	In der Studie verwendete mobile Durchleuchtungsanlagen mit Seriennummer.....	29
Tabelle 2:	Operationsverfahren "Kyphoplastie" [Text und Abb.: vgl. Kyphon 2010].....	39
Tabelle 3:	Begleitete Operateure	47
Tabelle 4:	Gemessene Referenzwerte des Ziehm Vision Vario 3D (90133) und Messwerte nach der Justierung der übrigen drei mobilen Durchleuchtungsgeräte	53
Tabelle 5:	Vergleich der Dosisflächenproduktanzeigen von C-Bogen und Messgerät Solidose 300 nach der Kalibrierung	54
Tabelle 6:	Minimum und Maximum der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit für den jeweiligen Operationstyp sowie die Standardabweichung der jeweiligen Messwerte.....	57
Tabelle 7:	Gewichtsklassifikation nach dem Body Mass Index [Wirth 2000, S. 6]	62
Tabelle 8:	Anzahl der Messwerte beispielhaft für die zwei Operationsschritte „Schraubenplatzierung“ und „Bohrung mit Ahle“ für den jeweiligen Operateur	66
Tabelle 9:	Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests beispielhaft für die beiden Operationsschritte "Schraubenplatzierung" und "Bohrung mit Ahle"	71
Tabelle 10:	Arithmetische Mittel aus den Messwerten des Dosisflächenproduktes sowie von den berechneten Werten des Dosisflächenproduktes pro Zeit für die jeweilig angewendete Pulsfrequenz beispielhaft für den Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ und Operateur 15	74
Tabelle 11:	Arithmetische Mittel aus den Messwerten des Dosisflächenproduktes und der Durchleuchtungszeit sowie von den berechneten Werten des Dosisflächenproduktes pro Zeit beispielhaft für den Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ bei Aktivierung oder Deaktivierung der Funktion „Adipöser Patient“ und Operateur 12	75

0 Einleitung

„Das Bewusstsein für Strahlenexposition und ihre potentiell schädlichen Folgen hat in den vergangenen Jahren deutlich zugenommen. Die moderne radiologische Diagnostik fordert eine höhere Einsparung von Strahlendosis ohne Einbuße an Bildqualität und diagnostischer Aussagekraft.“

[Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996, S. 475]

Obwohl seit der Veröffentlichung dieses Artikels einige Zeit vergangen ist und die in ihr geschilderte Technik längst überholt ist, hat diese dort getroffene Aussage bis dato nicht an Brisanz verloren. Im Gegenteil: die Bestrebungen für mehr Strahlenschutz durch Strahlungsdosisreduktion und das Bewusstsein der Schädigung von Röntgenstrahlung haben in den vergangenen Jahren zugenommen. Auch seitens der Röntgentechnik hat der Anspruch, mit einer so geringen Dosis wie möglich zu röntgen, zur Entwicklung neuer Technologien geführt; nicht zuletzt der Flachdetektor bildet dabei eine wichtige Weiterentwicklung auf diesem Gebiet. Doch ob diese Technologien tatsächlich im klinischen Alltag eingesetzt werden, ist ungewiss. Laut Herrmann et al. hat sich herausgestellt, dass das Bestreben nach verstärkter Dosisreduktion vom Anwender der Röntgentechnik abhängig ist: So ist Dosiseinsparung „auch entscheidend abhängig vom Erfahrungs- und Kenntnisstand des Untersuchers und von den Gegebenheiten des Patienten und seiner Erkrankung“ [Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996, S. 478f.]. Daraus ergibt sich notwendigerweise eine Bestandsaufnahme des derzeitigen Bewusstseins zur Dosisreduktion im Operationsbereich.

Ausschlaggebend für diese Studie sind die verheerenden Folgen, die durch vernachlässigten Strahlenschutz bei Durchleuchtungen entstanden sind. Koenig et al. berichten über zahlreiche Verletzungen vor allem an der Haut durch übermäßige Anwendung von Röntgendurchleuchtung [Koenig/Wolff/Mettler 2001]. Dabei werden auch Ursachen und mikroskopische Vorgänge bei Strahlenschädigungen beschrieben. In einer Veröffentlichung von Wucherer und Loose werden die durch Koenig et al. publizierten Strahlenschäden wie folgt zusammengefasst: „Bereits kurze Zeit nach der Einführung der Röntgenstrahlen in die Medizin wurden erste deterministische Effekte mit

Hautschäden berichtet. In den folgenden Jahren wurden Erytheme, Hautulzerationen, Malignome und selbst Todesfälle beobachtet“ [Wucherer/Loose 2005, S. 292].

Gosch et al. heben die Notwendigkeit der Dosisreduktion unter folgenden Aspekten hervor: „Since even the lowest radiation doses may cause somatic and genetic radiation effects, radiation exposure minimization is imperative.“ [Gosch/Ratzmer/Berauer 2007, S. 897].

Obgleich die Technik heute sehr weit vorangeschritten ist und dosissparend arbeitet, können dennoch hohe Strahlendosen für den Patienten erreicht werden. Bis heute bleibt es problematisch, Grenzwerte für Röntgendurchleuchtungen aufzustellen. Darüber hinaus ist oft das Wissen über Schäden, die Röntgenstrahlung verursachen kann, kaum vorhanden: „Interventionalists are often unaware of the magnitude of the radiation dose to the skin. Many are not aware that such injuries can even occur with modern equipment.“ [Koenig/Wolff/Mettler 2001, S. 3]

In der Vergangenheit wurden nur wenige Studien veröffentlicht, die den Strahlenschutz im Operationsbereich thematisiert und die „intraoperative Strahlenexposition des Operateurs“ [Fuchs/Modler/Schmid 1999, S. 329] analysiert haben. Vor allem wurden dabei die Strahlenexposition an den Händen des Operateurs, die optimale Position des Operateurs am Operationstisch und die geeignetste Position der Röntgenröhre bei Verwendung eines Durchleuchtungsgerätes sowie die Wirkung des Schilddrüsenbleischutzes untersucht.

In Deutschland wird durch die Röntgenverordnung (RöV) und die Strahlenschutzverordnung (StrlSchV) der Schutz vor Röntgenstrahlung in der Medizin geregelt [Fuchs/Modler/Schmid 1999; Dresing 2011; Wucherer/Loose 2005].

Inwiefern diese Veröffentlichungen wirksam geworden sind und den Strahlenschutz verbessert haben, lässt sich derzeit als Forschungsdesiderat beschreiben. Darauf soll deshalb auch in dieser Studie vor allem in der Analyse der Praxis Bezug genommen werden und sofern es sich als notwendig erweist, sollen neue Hinweise gegeben werden.

Weiterhin kann festgestellt werden, dass sich kaum Veröffentlichungen mit mobilen Durchleuchtungsanlagen im Operationsbereich und insbesondere in der differenzierten Betrachtung der verwendeten Operationsmethoden und Regionen des menschlichen

Körpers beschäftigen. Die meisten Veröffentlichungen beschränken sich bezüglich des Strahlenschutzes eher auf die Angiografie. Es ist daher dringend erforderlich, Untersuchungen zum Thema Strahlenschutz bei Durchleuchtungen auf den Operationsbereich auszuweiten.

Die einseitige Beschäftigung in der Literatur mit der Angiografie als eine Form der Durchleuchtung zeigt die Notwendigkeit der Analyse von der Benutzung mobiler Durchleuchtungsgeräte im Operationsbereich.

Die vorliegende Studie hat zum Ziel die Anwendung der mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen im Klinikalltag sowie den Strahlenschutz durch Dosisreduktion in diesem Zusammenhang zu untersuchen. Damit soll ein erster Versuch unternommen werden, das im Vorfeld aufgezeigte Forschungsdesiderat zu schließen.

Zur Durchführung der Studie wurden Hospitationen bei chirurgischen Eingriffen durchgeführt. Die Studie erfolgte in Kooperation mit den Berufsgenossenschaftlichen Kliniken Bergmannstrost in Halle (Saale) (nachfolgend als Diplomstelle bezeichnet) und der Herstellerfirma, der in dieser Studie untersuchten mobilen Durchleuchtungsanlagen, Ziehm Imaging GmbH.

Anhand von folgenden Hypothesen soll die Anwendung von Durchleuchtung im Operationsbereich einer genaueren Analyse unterzogen werden:

Hypothese 1: Das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit einer Operation werden durch den Operateur beeinflusst, trotz Erfahrung in der Durchführung chirurgischer Eingriffe.

Hypothese 2: Unwissenheit bei der Bedienung des Gerätes führt zu hoher Strahlendosis für den Patienten.

Hypothese 3: Die Patientenstrahlungsdosis wird durch Senkung der Pulsfrequenz bei Durchleuchtungen mit gepulster Röntgenstrahlung reduziert.

Hypothese 4: Die Funktion „Adipöser Patient“ verbessert die Bildqualität.

1 Grundlagen

1.1 Physikalische Grundlagen

1.1.1 Röntgenstrahlung – Erzeugung und Charakterisierung

Im Jahr 1895 machte W. C. Röntgen eine historisch bedeutsame Entdeckung – die Röntgenstrahlen. Diese Entdeckung hat bis heute einen hohen Stellenwert in der Medizin und in der Physik. Auch andere Wissenschaftler haben Röntgenstrahlen weiter untersucht und in technische Verfahren integriert.

Im Folgenden soll nun die Entstehung der Röntgenstrahlen beschrieben werden.

Erzeugung von Röntgenstrahlung

Entstehung von Röntgenstrahlung ist auf die Wechselwirkung von energiereichen geladenen Teilchen mit einem anderen Material zurückzuführen.

In den meisten Fällen wird Röntgenstrahlung mithilfe einer Röntgenröhre erzeugt (Abbildung 1). Mit möglichen Modifizierungen der Grundform ist die Röntgenröhre ein wichtiger Bestandteil einer mobilen Durchleuchtungsanlage.

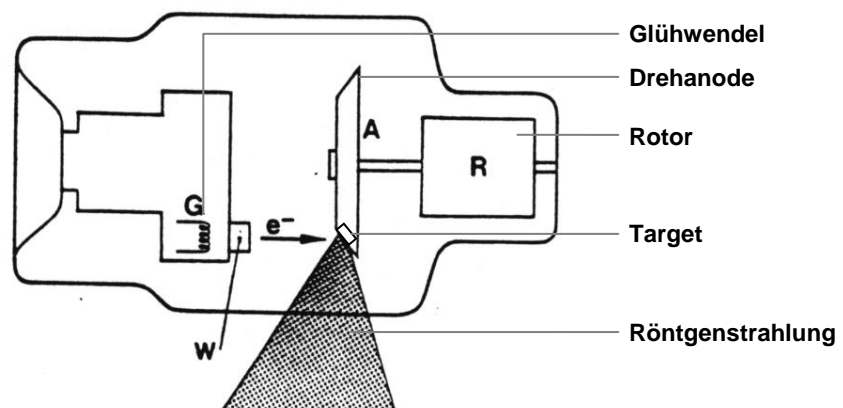


Abbildung 1: Schematische Darstellung einer Röntgenröhre mit Drehanode [Schlegel/Bille 2002, S. 145]

Die Röntgenröhre ist ein evakuierter Glashohlkörper, der eine Glühkathode und eine Anode mit einem bestimmten Targetmaterial an der Seite zur Glühkathode enthält. Bei Durchleuchtungsanlagen ist die Anode üblicherweise eine Drehanode¹. Kathode und Anode stehen sich gegenüber (Abbildung 1)

Durch elektrischen Strom wird die Glühkathode (Abbildung 2) erhitzt und es werden Elektronen abgedampft [Schlegel/Bille 2002].

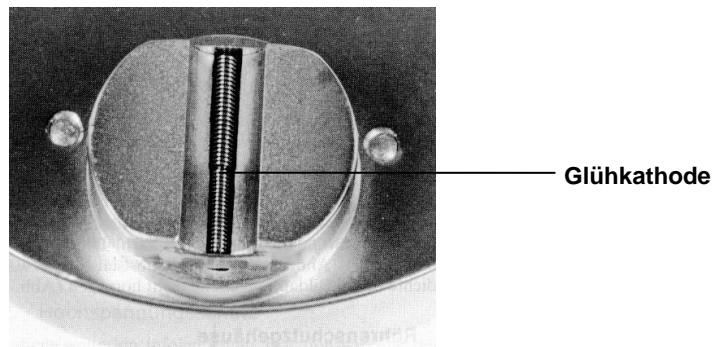


Abbildung 2: Glühwendel einer Glühkathode [Schlegel/Bille 2002, S. 144]

Zwischen Glühkathode und Anode wird eine Hochspannung angelegt, wodurch ein elektrisches Feld zur Beschleunigung der emittierten Elektronen in Richtung Anode entsteht. Dadurch erhalten die Elektronen eine hohe kinetische Energie vom Betrag $e \cdot U_A$ (e – elektrische Elementarladung, U_A – Hochspannung zwischen Kathode und Anode). Dann erfolgt der Aufprall der Elektronen auf das Targetmaterial der Anode. Die Wechselwirkungen der energiereichen Elektronen mit dem Targetmaterial bewirken die Emission der Röntgenstrahlung. Ein großer Teil der Energie von den Elektronen wird allerdings in Wärmeenergie umgewandelt (etwa 99 %!). Der Wirkungsgrad hinsichtlich der Röntgenstrahlenemission einer Röntgenröhre liegt daher nur bei 1 % [Fercher 1999]. Um diese Wärmeenergie gut abzuleiten und eine lange Bestrahlung bei Durchleuchtungen zu ermöglichen, wird die Anode in Form einer Drehanode verwendet.

¹ Die Anode ist eine kreisrunde Scheibe und wird durch einen Rotor gedreht.

Wechselwirkungen der energiereichen Elektronen mit dem Targetmaterial

Wenn die Elektronen auf das Targetmaterial treffen, dann stoßen sie mit

- 1) den äußeren Hüllenelektronen,
- 2) den inneren Hüllenelektronen oder
- 3) dem Atomkern

der Atome des Targetmaterials zusammen.

Der Zusammenstoß der energiereichen Elektronen mit den *äußeren Hüllenelektronen* bewirkt aufgrund der Coulomb-Wechselwirkungen² unter Abgabe eines Teils ihrer kinetischen Energie die Anregung und die Ionisation der Targetatome. Die Energie der einfallenden Elektronen wird letzten Endes größtenteils in Wärmeenergie umgewandelt.

Beim Zusammenstoß der einfallenden Elektronen mit den *inneren Hüllenelektronen* der Targetatome werden die inneren Hüllenelektronen aus dem Atom herausgeschlagen und es entstehen Löcher. In diese Löcher springen Elektronen aus den äußeren Schalen, wobei elektromagnetische Strahlung, die *charakteristische Röntgenstrahlung*, emittiert werden kann. Diese Strahlung ist monoenergetisch, d.h. das Spektrum besteht aus einzelnen Spektrallinien, die gemäß den Elektronenschalenenergien für das Targetmaterial charakteristisch sind.

Die *kontinuierliche Röntgen-* bzw. *Bremsstrahlung* entsteht, wenn die energiereichen Elektronen von der Kathode kommend durch das elektrische Feld der Atomkerne im Targetmaterial abgebremst und abgelenkt werden und dabei elektromagnetische Strahlung emittieren. Der Abstand zwischen einfallendem Elektron und Atomkern beeinflusst den Betrag der abgestrahlten Energie, wodurch ein kontinuierliches Energiespektrum der Bremsstrahlung entsteht [Stroppe 2005; Morneburg 1995].

Demnach gehören zum Röntgenstrahlungsspektrum Bremsstrahlung bzw. kontinuierliche Röntgenstrahlung und Charakteristische Röntgenstrahlung (Abbildung 3).

² Nach dem Coulombschen Gesetz wirkt eine Kraft zwischen zwei Punktladungen je nach Art der Ladung [Stroppe 2005].

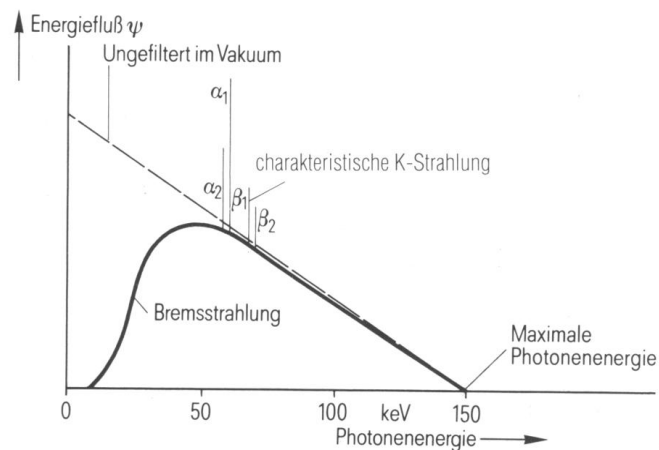


Abbildung 3: Ungefiltertes Röntgenspektrum [Morneburg 1995, S. 86]

Charakterisierung der Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlung ist für die Durchleuchtung technischer Natur und gehört wie die Gammastrahlung zur ionisierenden Strahlung. Gammastrahlung hingegen entsteht durch den radioaktiven Zerfall³ eines Atomkernes und ist daher natürlichen Ursprungs, wobei sich die Energie- und Frequenzbereiche der beiden Strahlungsarten überlappen.

Da die Wellenlängen des sichtbaren Lichts viel länger als die von Röntgenstrahlung sind, ist diese für das menschliche Auge nicht sichtbar.

Röntgenstrahlen haben außerdem ein hohes Durchdringungsvermögen von Materialien unterschiedlichster Art. Eine für die Medizin und besonders für diese Studie bedeutsame Eigenschaft von Röntgenstrahlung ist die Fähigkeit, fotografische Platten zu schwärzen und Stoffe zur Fluoreszenz anregen zu können [Stroppe 2005]. Diese Eigenschaften machen es möglich, anatomische Strukturen innerhalb des menschlichen Körpers sichtbar zu machen.

³ Radioaktiver Zerfall ist „die unter Emission gewisser Teilchen spontan erfolgende Umwandlung instabiler Isotope gegebener chemischer Elemente in andere Isotope.“ [Stöcker 1994, S. 678].

1.1.2 Messgröße Dosisflächenprodukt

Zur Beurteilung, wie viel Röntgenstrahlungsdosis ein Patient erhält, dient die physikalische Größe Dosisflächenprodukt. Bei medizinischen Röntgenuntersuchungen wird das Dosisflächenprodukt routinemäßig gemessen, um zur Reduktion der Strahlenbelastung des Patienten beizutragen.

Das Dosisflächenprodukt F ist definiert als das Flächenintegral der Luftkerma⁴ K_a über die Querschnittsfläche S des Nutzstrahlenbündels⁵ [Reich 1990, S. 97; DIN EN 60580].

Es gilt:

$$F = \int_S K_a \cdot dS \quad (1.1)$$

Die Einheit⁶ dieser Messgröße lautet: $cGy \cdot cm^2$.

Gemessen wird das Dosisflächenprodukt mithilfe eines Flächendosimeters, „das Ionisationskammern⁷ zur Messung des Dosisflächenprodukts oder der Dosisflächenproduktleistung im Strahlenbündel einer Röntgenanlage benutzt.“ [DIN EN 60580, S. 6]. Das Flächendosimeter befindet sich in einer bestimmten Messebene, die senkrecht zur Richtung des Nutzstrahlenbündels in einem definierten Abstand zum Brennfleck der Röntgenröhre liegt. Das Nutzstrahlenbündel hat in dieser Ebene aufgrund der Divergenz der Röntgenstrahlung eine bestimmte Querschnittsfläche [DIN EN 60580].

Üblicherweise befindet sich das Flächendosimeter in Nutzstrahlenrichtung direkt hinter dem Blendensystem und dadurch vor dem Patienten. Die Norm DIN EN 60580 legt für ein Flächendosimeter fest, „dass es das Dosisflächenprodukt [...] im Nutzstrahlenbündel

⁴ Kerma (= kinetic energy released per unit mass) beschreibt die erste Stufe der Wechselwirkungen, wenn ionisierende Strahlung auf ein Material trifft und geladene Teilchen (mit E_{kin}) freisetzt. Dabei ist Luft das Bezugsmaterial [Reich 1990, S. 87f.].

⁵ In Röntgeneinrichtungen befindet sich die Röntgenröhre in einem Bleigehäuse zur Abschirmung der Streustrahlung. Die Röntgenstrahlung tritt aus diesem Gehäuse am Strahlenaustrittsfenster als ein kegelförmiges Nutzstrahlenbündel aus. Durch die Öffnung des Blendensystems und den Fokus ist die Kegelform definiert [DIN EN 60580].

⁶ Diese Einheit hat sich in der Röntgentechnik etabliert, obwohl sie keine Grundeinheit ist.

⁷ „Detektor, bestehend aus einer mit einem geeigneten, gewöhnlich gasförmigen Medium gefüllten Kammer, in der ein elektrisches Feld anliegt, das keine Gasverstärkung bewirkt und das an den Elektroden die Ladungen sammelt, die im Messvolumen des Detektors in Form von Ionen und Elektronen durch ionisierende Strahlung erzeugt werden.“ [DIN EN 60580, S. 7].

für die Ebene anzeigt, in der die Strahlung auf den Patienten einfällt, wobei ein Beitrag der Rückstreuung zum Messwert soweit wie möglich ausgeschlossen ist.“ [DIN EN 60580, S. 9]. Aufgrund der Divergenz der Röntgenstrahlung verteilt sich zwar mit zunehmendem Abstand zum Brennfleck die insgesamt emittierte Strahlenenergie auf eine zunehmend größere Fläche, die Strahlungsdosis ist jedoch weitestgehend unabhängig vom Abstand zum Brennfleck [Krieger 1998].

1.1.3 Messgröße Durchleuchtungszeit

Eine weitere Messgröße ist die Durchleuchtungszeit. Sie bezeichnet die Zeitspanne, in der Röntgenstrahlung zur Durchleuchtung ausgesandt wird. Die Durchleuchtungszeit wird erfasst, um Aussagen über die Dauer der Strahlenexposition des Patienten treffen zu können. Üblicherweise wird sie in Minuten und Sekunden erfasst und wie folgt durch das Durchleuchtungsgerät angegeben: mm:ss. Zur besseren Übersichtlichkeit wurde in dieser Studie die Durchleuchtungszeit in Sekunden angegeben.

1.2 Mobile Röntgendurchleuchtungssysteme

Den wichtigsten Bestandteil der Studie bilden die mobilen Röntgendurchleuchtungssysteme, die in diesem Kapitel detailliert vorgestellt werden. Momentan ist die Durchleuchtung für einige Firmen, die sich mit der Herstellung von mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen befassen, ein aktuelles Forschungsthema, da die Durchleuchtung im Gegensatz zur konventionellen Radiografie eine verhältnismäßig junge Technik in der medizinischen Radiologie ist. Ziel dabei ist es unter anderem, die Strahlungsdosis zu reduzieren. Die Bauweise der Geräte ist trotz unterschiedlicher Hersteller weitestgehend ähnlich.

Durchleuchtung bzw. Fluoroskopie bezeichnet die Methode zur medizinischen Diagnostik in der Radiologie, die Bilder mithilfe von Röntgenstrahlung und einem Detektionssystem in Form eines Röntgenbildverstärkers bzw. eines Flachdetektors⁸ (siehe Kapitel 1.2.2) erstellt und in Echtzeit darstellt. Dadurch können dynamische Vorgänge

⁸ Nach neuester technischer Entwicklung ist der Flachdetektor eine Technologie der digitalen Röntgenbilderfassung, die eine deutliche Verbesserung der Bildqualität mit sich bringt. Der Flachdetektor ersetzt den herkömmlichen Röntgenbildverstärker.

beobachtet werden, was mithilfe der konventionellen Radiografie nicht möglich ist [Morneburg 1995]. Der Durchleuchtungsvorgang funktioniert in der Weise, dass Röntgenstrahlung solange ausgesendet wird, wie ein Anwender den Auslöser der Durchleuchtungsanlage bedient. Die dabei ausgesandte Röntgenstrahlung wird durch das Detektionssystem kontinuierlich erfasst und in ein Röntgenbild umgewandelt.

Früher benötigte man in der konventionellen Radiografie im Gegensatz zur Durchleuchtung die Entwicklung des Röntgenfilms. Nach neuestem Stand der Technik können gegenwärtig bei der konventionellen Radiografie mithilfe des Flachdetektors die Röntgenbilder ebenfalls in Echtzeit betrachtet werden.

Durchleuchtungsanlagen sind als stationäre Systeme und als mobile Geräte konzipiert. Da stationäre Systeme meist in radiologischen Einrichtungen zu finden sind, müssen Patienten erst zu dem Gerät transportiert werden, was sich als besonders ungünstig nach Operationen erweist. Deshalb wurden mobile Durchleuchtungssysteme für den Operationsbereich eines Krankenhauses entwickelt, die es ermöglichen, an der benötigten Stelle Röntgenaufnahmen, z.B. während und direkt nach einer Operation, zu erstellen. Anwendungsgebiete⁹ von mobilen Durchleuchtungsanlagen sind daher vor allem der Operationsbereich und die Notfallaufnahme eines Krankenhauses, sowie funktionsdiagnostische Einrichtungen.

1.2.1 Aufbau und Funktionsweise

Ein mobiles Röntgendurchleuchtungssystem besteht aus zwei Teilgeräten, die über ein spezielles Kabel miteinander verbunden sind: ein Gerät mit C-Bogen (Mobile C-Arm Stand) und ein Monitorwagen mit zentraler Steuereinheit. Da beide Geräte auf Rädern stehen, sind sie mobil.

Das Gerät mit dem C-Bogen umfasst im Wesentlichen den Röntgengenerator, den Röntgenstrahler und den Röntgenbildverstärker bzw. den Flachdetektor. Die beiden letzteren Komponenten sind an einem halbkreisförmigen Träger montiert und stehen sich gegenüber. Da die Anordnung dem Buchstaben C ähnelt, spricht man von einem „C-Bogen“.

⁹ Mobile Durchleuchtungsanlagen kommen unter anderem in folgenden medizinischen Arbeitsfeldern zum Einsatz: Allgemeine Chirurgie, Traumatologie und Orthopädie, Schmerztherapie, Neurochirurgie, Urologie, Brachytherapie, Herz-, Gefäß-, Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie, Endoskopie, Elektrophysiologie sowie interventionelle Kardiologie und Radiologie [Ziehm 2010].

Bis heute werden überwiegend die Bilder mithilfe eines Röntgenbildverstärkers erzeugt, der aber zunehmend durch einen Flachdetektor ersetzt wird. Auf die Technik eines Röntgenbildverstärkers wird nicht näher eingegangen, da Geräte mit Bildverstärkern in der vorliegenden Studie nicht verwendet wurden. Derzeit sind mobile Röntgendurchleuchtungsanlagen mit Flachdetektoren die fortschrittlichste und modernste Entwicklung in der mobilen Röntgentechnik.

Die C-förmige gerätetechnische Anordnung kann waagerecht über einen Schlitten und senkrecht durch eine hydraulische Hubsäule verfahren werden. Darüber hinaus kann der C-Bogen um seine beiden horizontalen Achsen gedreht und parallel zu seiner vertikalen Achse geschwenkt werden. Zur Positionierung des C-Bogens unterstützt ein Laserfadekreuz den Anwender. Dafür befinden sich am Flachdetektor Laserdioden, die ein diagonales Kreuz auf den Patienten projizieren. Die Röntgenröhre, das Schutzgehäuse sowie diverse Blenden und Strahlungsfiler bilden den Röntgenstrahler.

Die Röntgenröhre erzeugt Röntgenstrahlung, wie unter Abschnitt 1.1.1 beschrieben wurde. Nachdem die Röntgenstrahlung aus der Röntgenröhre austritt, durchläuft sie den Körper des Patienten, der sich zwischen Röntgenröhre und Bildverstärker bzw. Flachdetektor befindet. Je nach Anatomie bzw. durchlaufenes Material des Körpers wird die Intensität der Röntgenstrahlung unterschiedlich stark geschwächt.

Die Aufgabe des Bildwandlers oder des Flachdetektors ist es, die den Körper durchlaufene und unterschiedlich stark geschwächte Röntgenstrahlung zu erfassen und diese in analoge bzw. digitale Signale für ein Röntgenbild umzuwandeln. Das zweite Teilgerät erhält über die Verbindung dieses Signal und macht sie als Röntgenbild auf einem der beiden Monitore sichtbar.

Die beiden Monitore sind nebeneinander auf Augenhöhe am zweiten Gerät angebracht. Üblicherweise wird der linke Monitor als Livebild-Monitor und der rechte als Referenzbild-Monitor verwendet. Zuvor in der Operation aufgenommene Röntgenbilder, z.B. aus einer anderen Projektionsrichtung, können als Referenzbild angezeigt werden. Weiterhin enthält das zweite Gerät die zentrale Steuereinheit für das gesamte Durchleuchtungssystem und die Bildverarbeitungsanlage.

Auf beiden Geräten befindet sich eine Bedienkonsole. Darüber erfolgt die Bedienung des gesamten Durchleuchtungssystems.

1.2.2 Flachdetektor

Die ersten Flachdetektoren wurden vor knapp 15 Jahren entwickelt und sind daher eine recht junge technische Entwicklung. Zunächst wurden die Flachdetektoren aufgrund ihrer technischen Komplexität nur in die statische Radiografie eingeführt und in kleinen Formaten gebaut. Für einzelne Aufnahmen von Organen, Skelett und Lunge, die man auch als Projektionsradiografie bezeichnet, entwickelten sie sich zu einem hohen technischen Standard. Damit verdrängten diese gerätetechnischen Neuheiten die bisher bewährten Film-Folien-Systeme und die digitalen Speicherfolien. Aber sie brachten eine höhere Bildqualität, flexiblere und schnellere Handhabung [Loose/Busch/Wucherer 2005] und eine einfachere digitale Verarbeitung mit sich. Außerdem bewirkten die Flachdetektoren einen geringeren Strahlendosisbedarf.

Aufgrund der technischen Weiterentwicklung ist es gegenwärtig möglich, Flachdetektoren in vielen Bereichen der radiologischen Bildgebung einzusetzen: in der statischen Radiografie, in der Fluoroskopie sowie in der Angiografie. Die radiologische Diagnostik hat sich dadurch für das Personal vereinfacht, denn der Flachdetektor ermöglicht eine sofortige Einsicht in die Röntgenaufnahmen auf einem Bildschirm. Dadurch kann der Radiologe sofort befunden. Die Entwicklung des Röntgenfilmes bzw. das Auslesen der Speicherfolien durch Medizinisch-technische Assistenten entfällt. Spahn et al. formulierten in ihrem Artikel die vielfältigen Einsatzmöglichkeiten der Flachdetektoren wie folgt: „Damit bietet sich mit Flachbilddetektoren erstmals die Chance, die Vision zu verwirklichen, mit einer Technologie alle Applikationen in der Röntgendiagnostik abzudecken.“ [Spahn/Heer/Freytag 2003, S. 340].

Später wurden dann auch Flachdetektoren mit größeren Formaten und etwa im Jahr 2002 dynamische Flachdetektoren für die Fluoroskopie und die Angiografie hergestellt [Loose/Busch/Wucherer 2005]. Aufgrund der hohen Bildwiederholfrequenzen (bis zu 25 Bilder/s), die hierfür erforderlich sind, „musste hier das Problem einer hohen Auslesegeschwindigkeit gelöst werden“ [Loose/Busch/Wucherer 2005, S. 747]. Die erhöhte Auslesegeschwindigkeit unterscheidet die dynamischen von den statischen Flachdetektoren. Doch auch bei den dynamischen Flachdetektoren begann man zunächst kleinere Formate von etwa 20 cm x 20 cm zu bauen. „Seit 2003 stehen großflächige Detektoren mit 30 cm x 40 cm bzw. 40 cm x 40 cm zur Verfügung“ [Loose/Busch/Wucherer 2005, S. 747f.].

Aufbau und Funktionsweise eines Flachdetektors

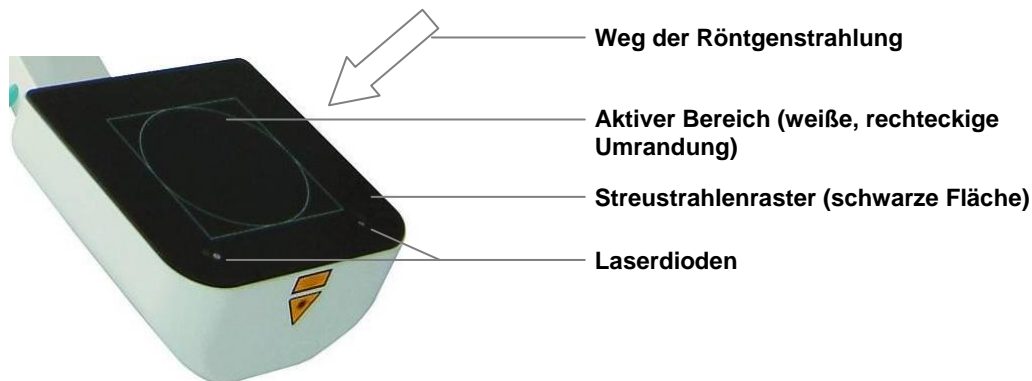


Abbildung 4: Flachdetektor [Ziehm 2010]

Die Idee eines flachen Detektors zur Detektion von Röntgenstrahlung wurde durch die Entwicklung der Dünnschichttechnologie bei LCDs¹⁰ begünstigt, die vor allem für Monitore einen Meilenstein darstellen. In LCDs sind winzigste elektrische Bauelemente auf der Basis von amorphem Silizium (a-Si) verbaut, die aufgrund der Halbleitereigenschaften des Siliziums eine geringere Größe besitzen. Inzwischen finden sie nicht nur bei LCDs Anwendung, sondern auch bei Flachdetektoren. Für den Flachdetektor sind die wichtigsten Bauelemente der Dünnschichttechnologie: TFT¹¹-Schalttransistoren, TFD¹²-Schaltdioden und Photodioden [Spahn/Heer/Freytag 2003].

In Abbildung 4 ist der aktive Bereich eines Flachdetektors markiert. In diesem Bereich befindet sich eine Matrix aus Detektorelementen. Vor diesen Detektoren befindet sich ein Streustrahlenraster zur Absorption der Röntgenstreustrahlung. Jedes Detektorelement besteht unter anderem aus den oben genannten Bauteilen der Dünnschichttechnologie und ergibt einen Bildpunkt.

Bei Flachdetektoren gibt es zwei verschiedene Verfahren, die in ihrem Aufbau unterschiedlich sind und in der Medizintechnik zur Anwendung kommen. Dabei unterscheidet man die Flachdetektoren in zwei Funktionsprinzipien mit direkter oder indirekter Konversion, die in nachfolgender Tabelle vergleichend beschrieben werden sollen.

¹⁰ LCD = „liquid crystal display“

¹¹ TFT = „thin film transistor“

¹² TFD = „thin film diode“

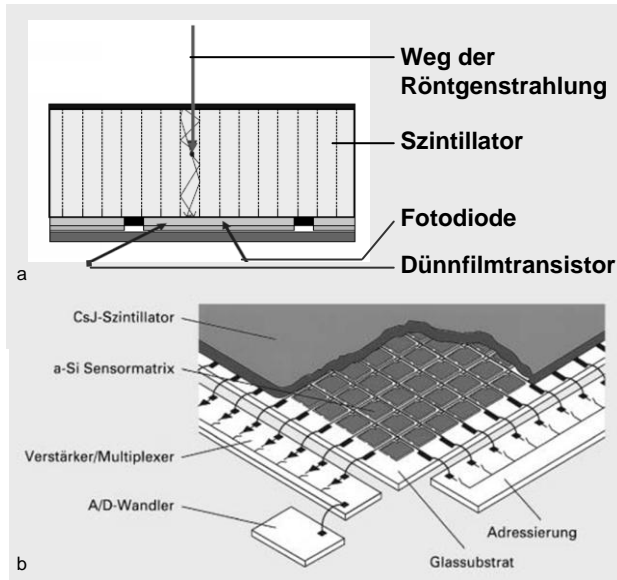
*Flachdetektor, nach dem Prinzip...**indirekte Konversion**direkte Konversion**Aufbau*

Abbildung 5: Flachdetektor mit indirekter Konversion
 a) Querschnittsansicht [Anschütz 2008], b) Draufsicht [Loose/Busch/Wucherer 2005, S. 747]

Ein Flachdetektor mit indirekter Konversion besteht im Wesentlichen aus einer aus Cäsiumiodid (CsI) oder Gadoliniumoxisulfid ($\text{Gd}_2\text{O}_2\text{S}$) hergestellten Szintillatorschicht, die ca. $500\text{ }\mu\text{m}$ dick ist und einer Matrix aus Detektorelementen. Ein Detektorelement setzt sich aus einer Fotodiode, einem Dünnschichttransistor (TFT) und einem Signalspeicherkondensator zusammen und liefert einen Bildpunkt im Röntgenbild. Der Cäsiumiodidkristall kann nadelförmig gezüchtet werden und wird über den Fotodioden platziert [Spahn/Heer/Freytag 2003]. Die Anordnung der Flachdetektorbestandteile ist in Abbildung 5 dargestellt. In der Draufsicht erkennt man die Detektormatrix.

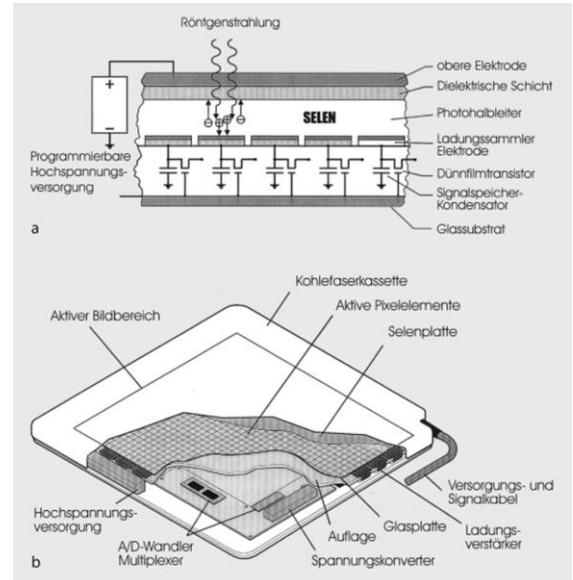


Abbildung 6: Flachdetektor mit direkter Konversion
 a) Querschnittsansicht, b) Draufsicht [Loose/Busch/Wucherer 2005, S. 747]

Der Aufbau des Flachdetektors mit direkter Konversion unterscheidet sich zur Bauweise mit indirekter Konversion dahingehend, dass anstelle der Szintillatorschicht ein aus amorphem Selen gefertigter Photoleiter verbaut wird, der bis zu 1 mm dick ist. Weiterhin ist in einem Detektorelement statt der Fotodiode eine Elektrode integriert [Spahn/Heer/Freytag 2003].

<i>Funktionsweise</i>	
Durch den Szintillator wird ein einfallendes Röntgenquant in Licht umgewandelt (Abbildung 5a). Das Lichtquant wiederum wird durch die Fotodiode detektiert und in elektrische Ladung umgewandelt. Aufgrund des nadelförmigen CsI-Kristalls ist eine Übertragung mit geringer Divergenz des emittierten Lichtquants auf die Fotodiode möglich [Spahn/Heer/Freytag 2003].	An den Fotoleiter wird eine Hochspannung von etwa 10 kV angelegt. Bei der Bestrahlung mit Röntgenstrahlung entstehen im Fotoleiter Elektronen-Loch-Paare. Aufgrund des elektrischen Feldes bewegen sich die Ladungen zur Elektrode des Detektorelements und werden dort gesammelt [Spahn/Heer/Freytag 2003].
<p>Das Verarbeiten der elektrischen Ladungen erfolgt bei beiden Technologien gleich: Die elektrische Ladung wird zunächst durch den Signalspeicherkondensator gespeichert. Dabei dient der Dünnschichttransistor zum Auslesen der gespeicherten Ladung. Das analoge Signal wird über einen Analog-Digital-Wandler (A-D-Wandler, Abbildung 5b und Abbildung 6b) in ein digitales Signal konvertiert und ergibt einen Bildpunkt [Spahn/Heer/Freytag 2003]. Dieser Vorgang wiederholt sich bei jedem einzelnen der vielen Millionen Detektorelemente und führt zur Darstellung des Röntgenbildes.</p>	
<i>Bedeutung</i>	
In der Praxis verwendet man meist Flachdetektoren mit indirekter Konversion.	Flachdetektoren nach dem Prinzip der direkten Konversion sind für die Praxis nicht bedeutungsvoll.

Der wesentliche Unterschied zwischen beiden Verfahren besteht darin, dass bei einem Flachdetektor nach dem Prinzip der direkten Konversion ein Röntgenbild durch die direkte Umwandlung von Röntgenstrahlung in Ladung (Elektronen) entsteht. Bei einem Flachdetektor, der mit dem Verfahren der indirekten Konversion arbeitet, wird hingegen die Röntgenstrahlung indirekt über die Erzeugung von Lichtquanten elektrisch detektiert [Loose/Busch/Wucherer 2005].

1.3 Die Wirbelsäule des Menschen

1.3.1 Aufbau

Die menschliche Wirbelsäule setzt sich aus 24 freien Wirbeln, dem Kreuz- und dem Steißbein zusammen. Kreuz- und Steißbein bestehen ebenfalls aus einzelnen Wirbeln, die aber zwischen dem 20. und 25. Lebensjahr miteinander verschmelzen. Zwischen den Wirbelkörpern befinden sich die Bandscheiben [Weigel/Nerlich 2005].

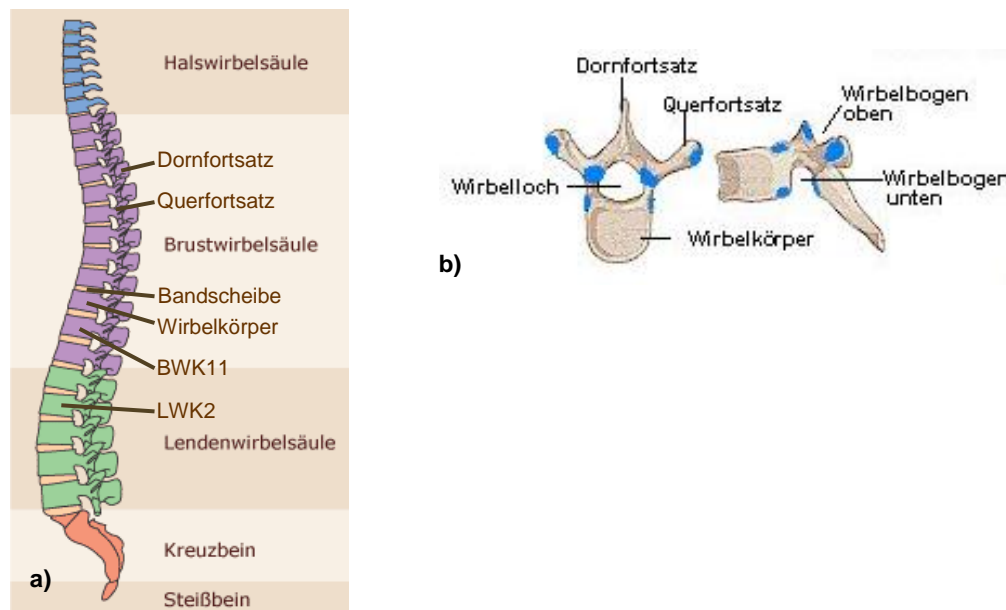


Abbildung 7: a) Darstellung der Wirbelsäule [Olle 2010]; b) Darstellung des Wirbels in der Drauf- und Seitenansicht [Wehner 2010]

Die Wirbelsäule teilt man in fünf Bereiche ein (Abbildung 7a) [Weigel/Nerlich 2005]:

- 1) Halswirbelsäule (HWS): besteht aus 7 Cervikalwirbeln (HWK1 - HWK7)
- 2) Brustwirbelsäule (BWS): besteht aus 12 Thorakalwirbeln (BWK1 - BWK12)
- 3) Lendenwirbelsäule (LWS): besteht aus 5 Lumbalwirbeln (LWK1 - LWK5)
- 4) Kreuzbein: besteht aus 5 Sakralwirbeln (SWK1 - SWK5)
- 5) Steißbein: besteht aus 4 Steißwirbeln

Dabei sind die HWS und die LWS lordotisch, die BWS und das Steißbein kyphotisch gekrümmt, sodass die Wirbelsäule annähernd eine doppelte S-Form beschreibt.

„Withesides (1997) unterschied [in seinem Wirbelsäulenmodell; d. V.] eine ventrale¹³ Säule bestehend aus den Wirbelkörpern und den Bandscheiben von einer dorsalen¹⁴ aus Wirbelbögen, -fortsätzen und den Ligamenten. Die ventrale Säule wird hauptsächlich auf Druck, die dorsale auf Zug belastet.“ [Weigel/Nerlich 2005, S. 166]. Dieses Model erhöht auch das Verständnis über die Statik- bzw. Stabilitätsfunktionen der Wirbelsäule und hilft, therapeutische Strategien zu klassifizieren.

Durch verschiedene Muskeln wird die Statik der Wirbelsäule gewährleistet, v. a. aber durch die Rückenmuskulatur. Aufgabe der Wirbelsäule ist es, dem menschlichen Körper sowohl Stabilität zu verleihen als auch seine Mobilität zu ermöglichen.

Der Wirbelkörper ist eines der Merkmale des Wirbels. Dazu gehören weiterhin die beiden Querfortsätze und der Dornfortsatz, die die Hinterkante bilden, sowie das Wirbelloch (Abbildung 7b). Die Verbindung zwischen Hinterkante und Wirbelkörper bezeichnet man als Pedikel.

1.3.2 Verletzungstypen

Der thorakolumbale Wirbelsäulenbereich (Wirbel BWK 11 bis LWK 2, vgl. Abbildung 7a), in dem die meisten Frakturen auftreten, ist der Übergang zwischen zwei Krümmungen und daher gerade ausgerichtet, sodass axial einwirkende Kräfte weniger abgedämpft werden und sich daraus eine erhöhte Verletzungsgefahr ergibt. Weiterhin ist der thorakolumbale Übergang die Verbindungsstelle zwischen der relativ wenig beweglichen Brustwirbelsäule und der für Extension-Flexion prädestinierten Lendenwirbelsäule. Unterhalb des thorakolumbalen Übergangs sind Wirbelfrakturen seltener [Weigel/Nerlich 2005, S. 212].

Die häufigsten Ursachen für Frakturen im Bereich des thorakolumbalen Wirbelsäulenabschnittes liegen in Unfällen beim Sport, bei der Arbeit oder im Straßenverkehr. „Der Rest entfällt auf pathologische Frakturen¹⁵ meist aufgrund einer Osteoporose, seltener auf Metastasen¹⁶, auf eine ankylosierenden Spondylitis, bei der die unelastisch

¹³ Dorsal bedeutet den Rücken betreffend bzw. zur Rückseite des menschlichen Körpers hin gelegen.

¹⁴ Ventral bedeutet bauchseitig.

¹⁵ Die Festigkeit des Wirbelkörpers ist vermindert, sodass schon geringe Gewalteinwirkungen, die ein Wirbelkörper normalerweise aushält, zu einem Bruch führen.

¹⁶ Tochtergeschwülste bei Tumorleiden.

gewordene Wirbelsäule schon bei mäßiger Gewalteinwirkung brechen kann, oder auf entzündliche Prozesse.“ [Weigel/Nerlich 2005, S. 212f.].

Magerl et al. (1991) klassifizierten¹⁷ unter Beachtung des Verletzungsmechanismus die Wirbelsäulenverletzungen in Typ A, Typ B und Typ C mit jeweils drei Untergruppen. Diese Untergruppen sind ebenfalls in bis zu drei Klassen untergliedert.

- *Typ A* fasst Kompressionsverletzungen und Berstungen zusammen, die nur die ventrale Wirbelsäule, speziell die Wirbelkörper, betreffen. Diese beschreiben Brüche unterschiedlichster Art an den Wirbelkörpern. Folglich ist die Höhe der Wirbelkörper verringert. Im Gegensatz dazu ist der dorsale Wirbelsäulenteil intakt.
- Distraktionsverletzungen sind Verletzungen vom *Typ B* und bedeuten in fast allen Fällen eine horizontale Zerreißung der ventralen und der dorsalen Wirbelsäule mit oder ohne Wirbelfraktur vom *Typ A* und Verschiebung bzw. Zerreißung der Bandscheibe. Markantes Erscheinungsbild dieses Typs ist ein kyphotischer Knick der Wirbelsäule. Dadurch wird die Wirbelsäule in jedem Fall instabil.
- Rotationsverletzungen werden auch als *Typ C*-Verletzungen bezeichnet und sind die schwersten Verletzungen an der Wirbelsäule. Es zerreißen ebenfalls die dorsale und die ventrale Wirbelsäule, aber durch eine Verdrehung (Rotation) der Wirbelsäule in sich. Eine Fraktur der Wirbel sowie eine Zerreißung der Bandscheiben sind in den meisten Fällen vorhanden. Die Wirbelsäule ist bei diesen Verletzungen am instabilsten. [Magerl/Aebi/Gertzbein 1994, S. 186, 189, 193; Weigel/Nerlich 2005, S. 214f.]

Eine schmerzhafte Verengung des Spinalkanals¹⁸ bis hin zu neurologischen Ausfällen im Rückenmark bewirken alle drei Typen. In einer Studie mit 1212 Patienten ergab sich, dass bei 14 % der Patienten mit Wirbelsäulenverletzungen vom *Typ A*

¹⁷ Magerl et al. untersuchten für diese Klassifizierung 1445 Fälle von Wirbelsäulenverletzungen. Von diesen Fällen konnten 66,16 % in Wirbelsäulenverletzungen vom *Typ A* eingeteilt werden. In Verletzungen vom *Typ B* ließen sich 14,46 % und vom *Typ C* 19,38 % der Fälle einteilen [Magerl/Aebi/Gertzbein 1994, S. 197].

¹⁸ Der Spinalkanal, der aus den Nervensträngen des Rückenmarks gebildet wird, erstreckt sich durch die Wirbellöcher aller Wirbel. „Die einzelnen Wirbel artikulieren miteinander durch die paarig angelegten Zwischenwirbelgelenke“ [Weigel/Nerlich 2005, S. 166], die in Abbildung 7b blau gekennzeichnet sind.

neurologische Ausfälle zu verzeichnen waren, bei 32 % vom Typ B und bei 55 % vom Typ C [Magerl/Aebi/Gertzbein 1994, S. 197].

1.3.3 Medizinische Versorgung der Verletzungen

Neben konservativen Behandlungsmethoden, auf die hier nicht näher eingegangen werden soll, stehen operative Therapien zur dringlichen Versorgung der Verletzung zur Verfügung.

Die Art der operativen Behandlung richtet sich nach dem Typ der Wirbelsäulenverletzung des Patienten. Daher werden Operationen normalerweise im Vorfeld gut geplant. Zu Beginn der chirurgischen Therapie wird eine radiologische Diagnostik mit konventioneller Radiografie oder auch mit anderen bildgebenden Verfahren, wie der Computertomografie (CT) oder der Magnetresonanztomografie (MRT), gestellt. Gegenwärtig wird eine multiplanare Darstellung für die Akutdiagnostik bei Frakturen an der Wirbelsäule bevorzugt mithilfe der CT und weniger durch die MRT erstellt. Die CT eignet sich besser zur Darstellung der Fehlstellung und der Zerstörung von knöchernen Strukturen. Dahingehend wird die MRT zur Darstellung von Weichteilen, Nerven, Spinalkanal und Entzündungsregionen verwendet. Darüber hinaus bieten die beiden Verfahren Applikationen, wie z.B. das Ausmessen von Abständen, die für die Planungen von Operationen ein wichtiger Bestandteil sind.

Im Anschluss daran findet, z.B. im Fall eines Wirbelbruchs, der chirurgische Eingriff mit folgenden Zielen und Prinzipien statt:

- Beseitigen einer Fehlstellung im verletzten Wirbelsäulenabschnitt durch Einrichtung (Reposition)
- Halten der wiederhergestellten anatomischen Form (Retention) durch Schaffen einer temporären Stabilität mittels Fixateur interne¹⁹
- Dekompression des Spinalkanals und der neuralen Strukturen (Rückenmark), falls notwendig.

¹⁹ System aus Pedikelschrauben und Stäben zur Stabilisierung der Wirbelsäule (vgl. Kapitel 2.2.2 und Abbildung 17).

Bevor die eigentliche Operation beginnt, wird als erster Schritt die Positionierung des Patienten auf dem Operationstisch vorgenommen. Die Lagerung ist wie folgend:

- bei Eingriffen an der Brust- und Lendenwirbelsäule zur Einrichtung eines Bruches oder zur Dekompression von Nerven auf dem Bauch
- bei Bandscheibenausräumungen und Wirbelverblockungen der sog. vorderen Säule an der Lendenwirbelsäule und am Brust-Lendenwirbelsäulen-Übergang in Rechtsseitenlage.

Alles ist dabei zunächst noch unsteril. Der Operateur lokalisiert nochmals die Eingriffsstelle (ROI/region of interest) an der Lendenwirbelsäule mittels Röntgendurchleuchtung, da es eine einfache Möglichkeit zur Darstellung der knöchernen Strukturen des Patienten im Operationssaal ist. Er durchleuchtet die LWS dabei in der anterioren-posterioren (a.-p.) und der lateralen Projektionsrichtung. Die Durchleuchtungsrichtung a.-p. ergibt sich durch die Bauchlage des Patienten auf dem Operationstisch. Der Röntgenstrahler von der mobilen Durchleuchtungsanlage befindet sich dabei unter dem Operationstisch und der Flachdetektor über dem Rücken des Patienten. Zur Unterstützung bei der Positionierung des C-Bogens bezüglich des Patienten kann der Operateur ein Laserfadenkreuz nutzen (Abbildung 4 und Abbildung 10). Gegebenenfalls zeichnet er sich die Schnittstelle und die Lage der Wirbel auf der Haut des Patienten auf, um exakt an der richtigen Stelle mit kürzestem Zugang auf die Wirbelsäule zu kommen. Anschließend wird die mobile Durchleuchtungsanlage vom Operationstisch weggefahren und dieses Gerät sowie der Patient steril abgedeckt. Danach wird das Gerät in den meisten Fällen wieder an den Operationstisch heran gefahren. Anderenfalls kann die mobile Durchleuchtungsanlage am Operationstisch belassen und bei der Abdeckung des Patienten mit einbezogen werden. Anschließend wird die Eingriffsstelle durch einen Hautschnitt eröffnet. Dann erfolgt das Freilegen der Dornfortsätze an der Wirbelsäule. Dafür muss hauptsächlich die Rückenmuskulatur zur Seite geschoben werden. Die Position der Instrumente im Körper wird gegebenenfalls mittels Durchleuchtung kontrolliert. Danach beginnt der eigentliche chirurgische Eingriff, wie in Kapitel 2.2.2 näher beschrieben wird.

Nach erfolgreichem Eingriff wird die Eingriffsstelle zur Reinigung gespült. Anschließend erfolgen das Verlegen einer Wunddrainage und das Zunähen der Eingriffsstelle. Oft wird vor oder nach dem Zunähen noch eine kurze abschließende Röntgenaufnahme

mit der mobilen Durchleuchtungsanlage erstellt. Darüber hinaus erfolgen weitere Röntgenaufnahmen zur Nachkontrolle des chirurgischen Eingriffs mithilfe der konventionellen Radiografie (Abbildung 8), der CT oder der MRT.

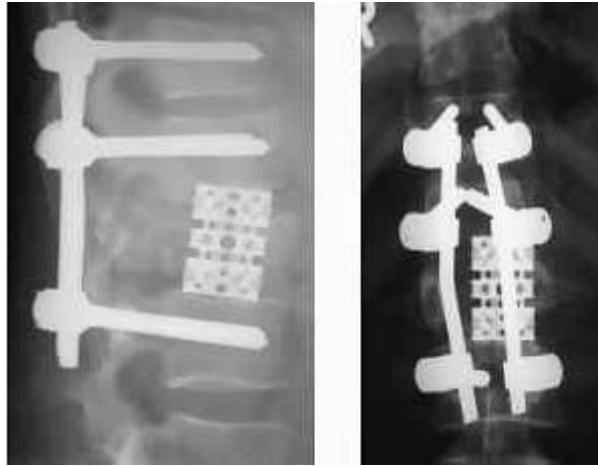


Abbildung 8: Röntgenaufnahme eines Fixateur interne mit Wirbelsäulen-Cage [Weidt 2010]

2 Material und Methoden

2.1 Mobiles Röntgendurchleuchtungssystem des Typs „Ziehm Vision FD“

In Kapitel 1.2.1 wurden der technische Aufbau und die Funktionsweise eines mobilen Durchleuchtungssystems zunächst allgemein vorgestellt. Auf die in dieser Studie verwendeten vier Geräte der Firma Ziehm Imaging GmbH – speziell vom Typ „Ziehm Vision FD“ – wird im vorliegenden Kapitel nun näher eingegangen. Dadurch sollen die Spezifikationen der Geräte dieser Firma und insbesondere dieses Typs herausgestellt werden.

Ein mobiles Röntgendurchleuchtungssystem der Firma Ziehm Imaging GmbH besteht aus einem Gerät mit C-Bogen und einem Monitorwagen (Abbildung 9).

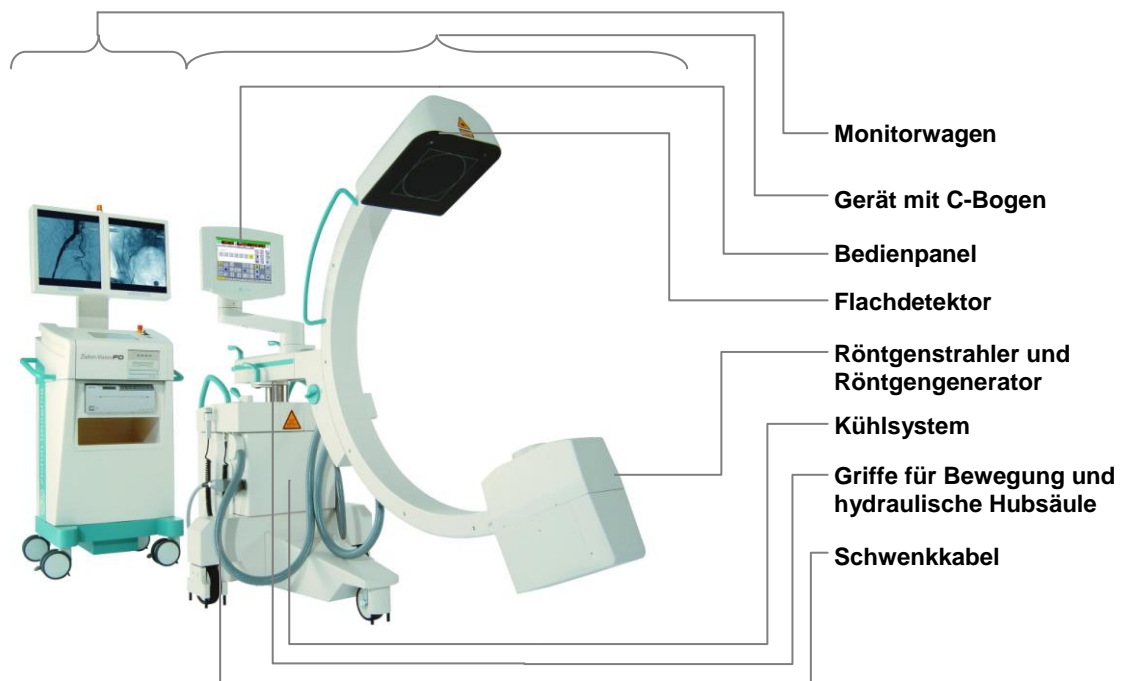


Abbildung 9: Ein mobiles Röntgendurchleuchtungssystem vom Typ „Ziehm Vision FD“
[Ziehm 2010]

Zur Erzeugung der Röntgenstrahlung muss der Generator für die Röntgenröhre mit Drehanode eine Hochspannung im Bereich von etwa 40 - 110 kV (Röhrenstrom im Bereich von 1,5 - 20 mA) [Ziehm 2009, S. A-77] liefern, was hohe Anforderungen an den Generator stellt. Um eine Spannung mit hoher Frequenz zu erzeugen, wird die Frequenz der Eingangsspannung durch eine elektrische Schaltung erhöht und anschließend gleichgerichtet. Dadurch entsteht eine annähernd konstante Spannung an der Röntgenröhre, wodurch die spezielle Bezeichnung des Generators als Hochfrequenzgenerator begründet ist. Die Erzeugung der Hochspannung im Generator beeinflusst letztlich die Form des Röntgenspektrums. Außerdem wird die Strahlungsleistung der Röntgenröhre entscheidend durch die Hochspannung vom Generator gesteuert.

Zur Kühlung von Röntgenröhre und -generator ist im Teilgerät mit dem C-Bogen ein aktives Kühlsystem untergebracht, da viel Energie in Wärme umgewandelt wird (vgl. Kapitel 1.1.1). Dazu wird Kühlflüssigkeit vom Wärmetauscher im Fahrstativ des C-Bogens über das Schwenkkabel zum Strahlergehäuse gepumpt. Nachdem die Flüssigkeit an Röntgenröhre und Hochspannungsgenerator die Wärme aufgenommen hat, durchläuft die Flüssigkeit wieder das Schwenkkabel zurück zum Wärmetauscher im Fahrstativ. Als Kühlflüssigkeit wird ein Wasser-Glykol-Gemisch eingesetzt.

Aus der Bezeichnung dieses Gerätetyps geht hervor, dass diese mobile Durchleuchtungsanlage mit einem *Flachdetektor* (FD) zur Erzeugung eines Röntgenbildes arbeitet. Aufbau und Funktionsweise eines Flachdetektors wurden bereits in Kapitel 1.2.2 beschrieben. Ergänzend soll an dieser Stelle hinzugefügt werden, dass die Flachdetektoren an diesen Durchleuchtungssystemen nach dem Prinzip der indirekten Konversion mit einem CsI-Szintillator und einer Bildmatrix von 1024 x 1024 Pixel arbeiten [Ziehm 2010].

Üblicherweise wird bei den mobilen Durchleuchtungsanlagen mit dem Modus *gepulste Durchleuchtung* gearbeitet. Als gepulste Durchleuchtung bezeichnet man die „Betriebsart einer Röntgeneinrichtung, bei der die Strahlung entsprechend einer gewählten Pulsfrequenz automatisch ein- und ausgeschaltet wird und wobei jedes Bild von einer Automatik auf richtige Belichtung überwacht wird“ [DIN 6868-4, S. 6].

Deshalb wird bei vielen mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen die Hochspannung in Form von Pulsen (fixe Pulsweite bei den Geräten der Firma Ziehm Imaging GmbH: 16 ms) an die Röntgenröhre abgegeben, um die Röntgenstrahlung pulsförmig zu

erzeugen. Aus Strahlenschutzgründen bzw. um Dosis einzusparen, werden die Pulse rechteckförmig ohne Anstiegs- und Abklingzeit erzeugt [Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996]. Die Generatoren in mobilen Röntgendurchleuchtungssystemen vom Typ „Ziehm Vision FD“ können max. 25 Pulse in der Sekunde erzeugen (weitere Pulsfrequenzen: 1; 2; 4; 8 und 12,5 Pulse/s) [Ziehm 2009, S. A-77]. Hohe Pulsfrequenzen ermöglichen eine schnellere Erneuerung des Röntgenbildes und gestatten daher die verzerrungsärmere Darstellung von Bewegungen. Um ein Flimmern auf dem Röntgenbildmonitor bei niedrigeren Pulsfrequenzen zu vermeiden, wird in den Strahlungspausen das aus dem vorhergehenden Strahlungspuls erzeugte Bild erneut dargestellt.

Desweiteren besteht neben der gepulsten Durchleuchtung die Möglichkeit wie in der digitalen Radiografie ein einzelnes Röntgenbild aufzunehmen. Unabhängig von der Dauer der Betätigung des Strahlungsauslösers wird in diesem Modus, der bei den Durchleuchtungsanlagen vom Typ „Ziehm Vision FD“ als „*Schnappschuss*“ bezeichnet wird, nur einmal kurz Röntgenstrahlung abgestrahlt [Ziehm 2009].

Zuvor beschriebene Durchleuchtungsmodi sind für die Untersuchungen in dieser Studie relevant und deshalb für die genauere Erläuterung ausgewählt.

Ein weiterer Durchleuchtungsmodus, der von den Geräten unterstützt wird, ist die digitale Subtraktionsangiografie (DSA). Auf diesen Modus wird nicht näher eingegangen, da er in dieser Studie nicht untersucht wurde.

Die verschiedenen Funktionen, wie z.B. die Durchleuchtungsmodi, der mobilen Durchleuchtungsanlage vom Typ „Ziehm Vision FD“ können durch Berühren der Bedienfläche ausgewählt werden (Abbildung 10). Es befinden sich zwei Bedienpanels auf dem Gerät – jeweils eines auf dem Monitorwagen und eines auf dem Gerät mit C-Bogen. Die Bedienpanels sind auf derselben Steuerplatine angeschlossen und zeigen daher das gleiche Bild an.

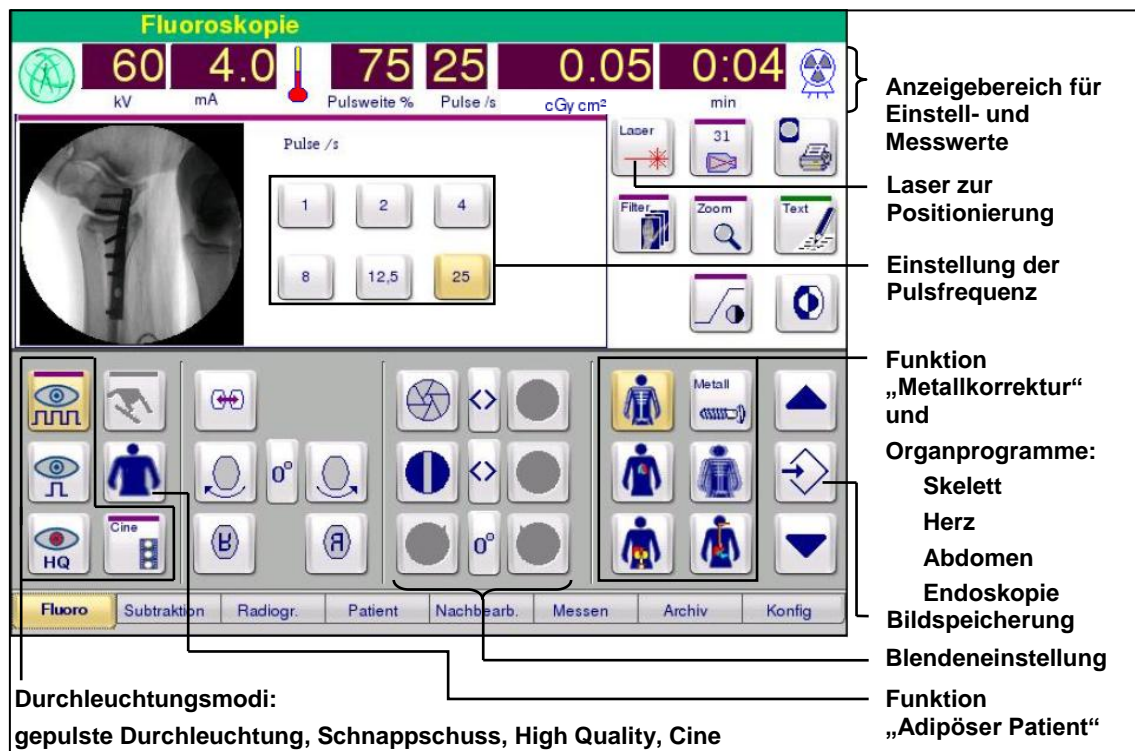


Abbildung 10: Bedienoberfläche der mobilen Durchleuchtungsanlage "Ziehm Vision FD" [Ziehm 2009, S. 8-3]

Es besteht über die Bedienfläche für den Anwender die Möglichkeit, Parameter wie z.B. Röhrenspannung und Röhrenstrom per Hand einzustellen oder eine *Regelungsautomatik* zu aktivieren. Die Automatik regelt selbständig die Parameter für ein bestmögliches Röntgenbild, auf dem die entsprechenden anatomischen Strukturen gut erkennbar sind und wird ODDC (Object Detected Dose Control) bzw. Gitterfeldregelung genannt. Gosch et al. bestätigen: „The Ziehm Vision system [...] is the first C-arm to use automatic object detection for solving [...] exposure problems“ [Gosch/Ratzmer/Berauer 2007, S. 897]. Die Regelungsautomatik ist anders als die Regelkreise bei früheren Geräten eine Softwarelösung und arbeitet mithilfe eines virtuellen Rasters aus 256 Zellen, das das gesamte Röntgenbild aufteilt. In diesem Raster werden die Objekte, die sich im Strahlengang befinden, erkannt und entsprechend der Grauwerte auf dem Röntgenbild u. a. die beiden Parameter Röhrenspannung und -strom für eine optimale Ausleuchtung der Objekte im Strahlengang reguliert. Auch die Erkennung und die bestmögliche Darstellung von Objekten insbesondere außerhalb des Bildzentrums sind möglich.

Zur genauen Einstellung benötigt die Regelungsautomatik für eine optimale Röntgenbilddarstellung die Information, welcher Organbereich des menschlichen Körpers durchleuchtet werden soll. Entsprechend des Körperbereichs sind Regelungskurven für die einzelnen Parameter in der Software hinterlegt, anhand derer das Gerät die Steuerung vornimmt. Für die Organbereiche sind folgende Programme am Gerät vorgesehen: Skelett, Herz, Abdomen und Endoskopie (Abbildung 10), sowie darüber hinaus das Programm Soft. Durch einen Servicetechniker können die gewünschten Organprogramme zur Auswahl auf dem Bedienpanel eingestellt werden. Mithilfe des Organprogramms „Skelett“, das in dieser Studie bedeutungsvoll ist, wird die Röntgenbilderzeugung auf die Darstellung sämtlicher Teile des menschlichen Skeletts abgestimmt.

Außerdem ermöglicht die Regelungsautomatik eine Anpassung der Pulsfrequenz, sofern diese Pulsfrequenzautomatik aktiviert ist. Bei starker Bewegung des Objekts im Strahlengang erhöht die Steuerung die Pulsfrequenz, andernfalls wird die Pulsfrequenz gesenkt. „If no changes occur in the image and a pulse rate of 25 pulses/sec is selected, the pulse rate used for pulsed fluoroscopy is reduced step by step.“ [Gosch/Ratzmer/Berauer 2007, S. 897]. Neben dieser Pulsfrequenzsteuerung kann der Anwender auch manuell eine Pulsfrequenz auswählen, die vom Gerät konstant gehalten wird [Ziehm 2009, S. 8-8; Ziehm 2010].

Darüber hinaus verfügt das mobile Durchleuchtungssystem vom Typ „Ziehm Vision FD“ über eine Funktion, die die Darstellung von Metall im Körper verbessert. Metall kann in Form von Implantaten in den Körper eingebracht werden. Die Funktion „Metallkorrektur“ (Abbildung 10) „korrigiert eine eventuelle Überstrahlung des Durchleuchtungsbildes auf dem Monitor, die durch Metallteile im Strahlengang entstehen kann, und sorgt für eine kontrastreichere Darstellung“ [Ziehm 2009, S. 8-8]. Sie ist eine Filterfunktion zur Nachbearbeitung des aufgenommenen Röntgenbildes und hat keinen Einfluss auf die Parameter Röhrenspannung und Röhrenstrom.

Nachdem ein Organbereich für die Regelungsautomatik und ggf. zusätzlich die Metallkorrektur ausgewählt wurde, kann die Strahlung über den Fuß- oder Handschalter ausgelöst werden und das Gerät regelt die Parameter für eine optimale Röntgenbilddarstellung. Durch das Aufleuchten einer gelben Warnlampe über den Monitoren wird das Abstrahlen von Röntgenstrahlung angezeigt [Ziehm 2009].

Mithilfe von *Bleibblenden* kann das Nutzstrahlenbündel auf den zu durchleuchtenden Bereich begrenzt werden (Abbildung 11). Dadurch kann vermieden werden, dass nicht interessierende Bereiche durch die Nutzstrahlen bestrahlt werden. Üblicherweise gibt es rechteckige Blenden, die links und rechts im Bezug auf das Röntgenbild eingefahren und gedreht werden können, und eine Irisblende (Abbildung 10). Anders als bei Röntgengeräten für die Radiografie gibt es bei mobilen Durchleuchtungsanlagen zur Einstellung der Blenden kein Lichtvisier. Die Positionierung der Blenden wird auf dem zuvor aufgenommenen Röntgenbild durch Linien dargestellt und kann somit ohne Strahlung erfolgen.

Zur besseren Detaildarstellung der anatomischen Strukturen in der Durchleuchtungsaufnahme kann eine rein *digitale Bildvergrößerungsfunktion* (Zoomfunktion; engl.: magnification) aktiviert werden. Drei verschiedene Formate stehen dabei zur Verfügung. Die Stufe der Bildvergrößerung wird im Durchleuchtungsbild mit „MAG X“ angezeigt, wobei das X die Vergrößerungsstufe bezeichnet. [Ziehm 2009]

Die erstellten Röntgenbilder können bei Bedarf für Dokumentationszwecke gespeichert werden. Der Befehl zum *Speichern* kann über das Bedienpanel (Abbildung 10) oder über den Fußschalter erfolgen. Zunächst werden die Bilder auf einem lokalen Speicher der mobilen Durchleuchtungsanlage zwischengespeichert. Bei Bedarf können die Röntgenbilder nachbearbeitet werden. Dazu bieten die mobilen Durchleuchtungsanlagen der Firma Ziehm Imaging GmbH zahlreiche Funktionen. Außerdem können sie über eine Netzwerkschnittstelle an ein zentrales Datenarchiv des Krankenhauses gesendet werden und stehen dort den Mitarbeitern der Klinik für eventuelle Rückgriffe zur Verfügung.

Auf den Bedienpanels werden auch die *Messwerte* für das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit angezeigt.

In Kapitel 1.1.2 wurde bereits die Messung des Dosisflächenproduktes beschrieben. Die Position der Dosismesskammer bei einem mobilen Durchleuchtungsgerät vom Typ „Ziehm Vision FD“ ist in der schematischen Darstellung eines Röntgenstrahlers an einem C-Bogen (Abbildung 11) dargestellt.

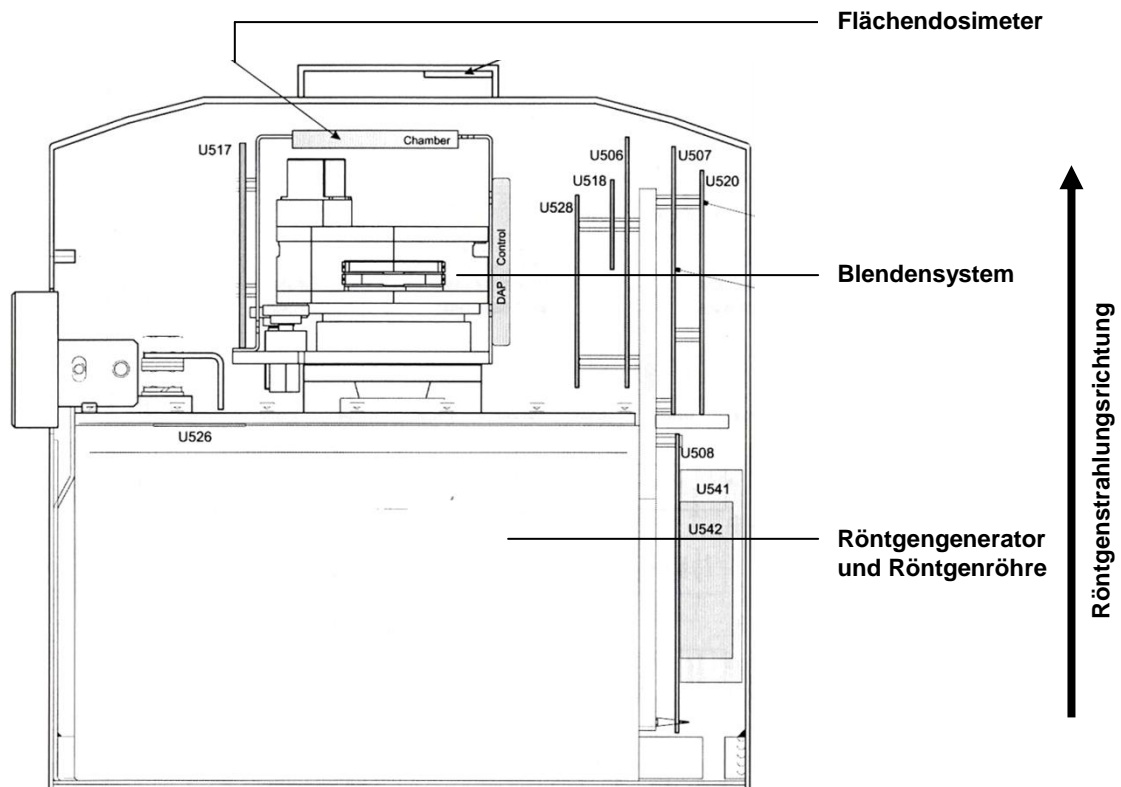


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Röntgenstrahlers an einem C-Bogen [Ziehm 2007, S. 7-1]

Nach neuesten technischen Entwicklungen erfolgt die Angabe des Dosisflächenproduktes an den Geräten „Ziehm Vision FD“ aber nicht mehr nach einer Messung mithilfe einer Messkammer, sondern durch Berechnung unter Zuhilfenahme eines Algorithmus. Nach den eingestellten Parametern wird dann das Dosisflächenprodukt berechnet. Der Algorithmus für die Berechnung ist eine firmeninterne Entwicklung der Herstellerfirma Ziehm Imaging GmbH und es kann hier aus Geheimhaltungsgründen nicht näher darauf eingegangen werden.

Für die Untersuchungen dieser Studie wurde neben dem beschriebenen Gerätetyp eine mobile Durchleuchtungsanlage mit der Bezeichnung „Ziehm Vision FD Vario 3D“ eingesetzt. Da dieser Gerätetyp von der Firma Ziehm Imaging GmbH auf der Basis des „Ziehm Vision FD“ entwickelt wurde, besitzt er die gleichen Funktionen. Mit der Bezeichnung „Vario 3D“ wird eine Funktionserweiterung benannt, die den „Ziehm Vision FD Vario 3D“ vom anderen Gerätetyp unterscheidet. Durch diese Funktionserweiterung ist es möglich, einen Scan für eine dreidimensionale Darstellung ähnlich wie bei der Computertomografie durchzuführen. Diese Funktion wurde in der vorliegenden Studie

allerdings nicht verwendet, sodass der „Ziehm Vision FD Vario 3D“ hinsichtlich der Funktionsweise mit dem anderen Gerätetyp gleichgesetzt werden kann.

Insgesamt wurden vier mobile Durchleuchtungsanlagen der Firma Ziehm Imaging GmbH in der Studie verwendet. Die nachfolgende Tabelle 1 gibt einen Überblick über die vier angewendeten mobilen Durchleuchtungssysteme. Gleichzeitig erfolgt in dieser Tabelle für eine bessere Identifikation die Zuordnung der Seriennummern zu den Geräten.

Tabelle 1: In der Studie verwendete mobile Durchleuchtungsanlagen mit Seriennummer

<i>Gerätebezeichnung</i>	<i>Seriennummer des Geräts</i>
Ziehm Vision FD Vario 3D	90133
Ziehm Vision FD (Gerät 2)	90008
Ziehm Vision FD (Gerät 3)	90057
Ziehm Vision FD (Gerät 4)	9576

2.1.1 Funktion „Adipöser Patient“

Früher wurden noch Röntgenfilme in der Radiologie zur Bildgebung genutzt. Der Röntgenfilm wurde bei höherer Röntgenstrahlungsintensität stärker geschwärzt. Je nachdem welches Organ des menschlichen Körpers die Röntgenstrahlung durchläuft, wird sie in ihrer Intensität unterschiedlich stark geschwächt (vgl. Abschnitt 1.2.1). Bei Knochen beispielsweise wird die einfallende Röntgenstrahlung aufgrund der höheren Dichte und der höheren effektiven Ordnungszahl des Knochenmaterials stärker geschwächt als bei Weichteilgewebe.

Bei der Messung der Röntgenstrahlungsintensität mit Flachdetektoren wird das Röntgenbild ähnlich wie auf einem entwickelten Röntgenfilm dargestellt. Durchleuchtungsaufnahmen werden aber meistens invertiert dargestellt. Dadurch erscheinen z.B. Knochen in Durchleuchtungsaufnahmen dunkel und Weichteilgewebe hell. Entscheidende Faktoren für die Intensität der Röntgenstrahlung und damit den Grad der Schwärzung sind die Röhrenspannung und der Röhrenstrom. Wählt man eine höhere Röhrenspannung, erhöht sich das Durchdringungsvermögen und die Kontraste auf dem Röntgenbild werden geringer. Deshalb spricht man dann von harter Strahlung. Bei niedriger Röhrenspannung sind die Kontraste besser zu sehen, aber die weiche Röntgenstrahlung hat ein geringeres Durchdringungsvermögen. Unter anderem erhöht sich dadurch die Hautstrahlendosis. Für kontrastreichere Röntgenbilder, in denen es beispielsweise auf die

Strukturen im Weichteilgewebe ankommt und diese besser unterschieden werden sollen, bedarf es einer niedrigeren Röhrenspannung und eines höheren Röhrenstroms, denn der Röhrenstrom beeinflusst die Bildgüte, d.h. den Kontrast auf dem sichtbaren Abbild des menschlichen Körpers [Zimmer-Brossy 2008].

Trotz der oben erwähnten Gitterfeldregelung ODDC ist das technische Gerät nicht in der Lage adipöse Patienten zu erkennen und eine zufriedenstellende automatische Regulierung von Röhrenspannung und -strom vorzunehmen. Deshalb regelt die Automatik die Röhrenspannung auf den höchstmöglichen Wert von 110 kV. Die Folge sind ungünstige Nebeneffekte in Form einer schlechten Röntgenbildqualität durch stärkeres Bildrauschen, schlechterer Bildkontrast auf dem Röntgenbild wegen der höheren Röhrenspannung und eine höhere Strahlendosis für den Patienten bei längeren Durchleuchtungen aufgrund der schlechteren Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen. Demzufolge wurde an mobilen Durchleuchtungsanlagen die Funktion „Adipöser Patient“ entwickelt, die beim Durchleuchten von adipösen Patienten aktiviert werden kann und die unerwünschten Nebeneffekte verringert.



Abbildung 12: Taste zur Aktivierung der Funktion "Adipöser Patient" [Ziehm 2009, S. 8-11]

Auf dem Touchpanel des mobilen Röntgendurchleuchtungssystems kann diese Funktion durch Drücken einer Taste (Abbildung 10 und Abbildung 12) aktiviert werden. Durch die Aktivierung dieser Funktion reguliert das Durchleuchtungssystem die Röhrenspannung soweit nach unten, wie es zur ausreichenden Durchdringungsfähigkeit der Röntgenstrahlung notwendig ist und hebt gleichzeitig den Röhrenstrom an. Infolgedessen wird zwar die Strahlendosis angehoben, es verbessert sich aber im Allgemeinen die Röntgenbildqualität: das Bild wird rauschärmer und der Kontrast erhöht. Die einzelnen Objekte im Röntgenbild werden besser unterscheidbar.

2.2 Bedingungen der Studie

Die vorliegende Studie hat zum Ziel, dass Fehlerquellen bei Durchleuchtungen mit mobilen Durchleuchtungssystemen, die zu erhöhten Patientenstrahlungsdosen führen, aufgedeckt und Empfehlungen zur Reduktion der Patientenstrahlungsdosis erarbeitet werden. Dabei dienen das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit als Messgrößen zur Beurteilung der Fehlerquellen (vgl. Kapitel 1.1.2 und 1.1.3).

Für die erfolgreiche und vor allem exakte Durchführung und Auswertung der Studie ist es erforderlich von Beginn an Freiheitsgrade²⁰ zu eliminieren und möglichst viele Fehlerquellen auszuschalten. Dadurch werden die aufgenommenen Daten, vor allem die beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit, miteinander vergleichbar und die Auswertung kann unter Berücksichtigung geringerer Einschränkungen durchgeführt werden. In diesem Abschnitt werden die Voraussetzungen und Bedingungen für die Studie über mobile Röntgendurchleuchtungsanlagen vorgestellt.

In einem ersten Schritt wurden die mobilen Durchleuchtungsanlagen aufeinander abgeglichen. Für diese Studie ist es von großer Bedeutung, dass die Geräte vom selben Typ sind und die Messwerte von den Geräten vergleichbar sind. Außerdem musste die Dosisflächenproduktbestimmung an den vier verwendeten Durchleuchtungsanlagen mit einem separaten Messgerät kalibriert werden. Die Dosis wird bei der mobilen Durchleuchtungsanlage mit der Seriennummer 9576 durch eine Dosismesskammer gemessen. Bei den übrigen drei Geräten erfolgt die Dosisbestimmung durch eine Berechnung mithilfe eines Algorithmus.

Die Messwerte für diese Studie entstammen langzeitlichen Beobachtungen von Operationen aus dem normalen Klinikalltag. Da die Freiheitsgrade möglichst gering gehalten werden müssen und damit die aufgenommenen Messwerte vergleichbar sind, mussten die zu beobachtenden Operationen in einem zweiten Schritt auf einen Typ festgelegt werden.

Abschließend wurde noch eine Auswahl an Operateuren festgelegt.

²⁰ Mit Freiheitsgraden sind variable und grundlegende Einflüsse, z.B. der Gerätetyp, gemeint, die vom Experimentator vor Beginn der Studie festgelegt bzw. fixiert wurden und die Voraussetzung der Studie bilden.

2.2.1 Abgleich der mobilen Röntgendurchleuchtungssysteme

Zunächst war es erforderlich von den unter Kapitel 2.1 erwähnten vier mobilen Durchleuchtungsanlagen die bestehenden Differenzen zu erfassen und die Geräte dann soweit es möglich ist, abzugleichen. Am 19.05.2010 wurden dafür durch einen Prüfer der Firma Ziehm Imaging GmbH verschiedene Teilabnahmeprüfungen und Feineinstellungen an den vier Geräten vorgenommen, die in diesem Kapitel näher beschrieben werden. Die Vereinheitlichung schloss folgende Aufgaben ein:

- Prüfung des Stands der Software und gegebenenfalls Aktualisierung der Software²¹,
- Abgleich der vier Geräte untereinander anhand der Strahlungsdosisleistung,
- Überprüfung und ggf. Kalibrierung des berechneten Dosisflächenproduktes bzw. des Dosisflächenproduktmessgerätes.

Zu Beginn der Voreinstellungen an den Geräten wurde überprüft, welchen *Software-Stand* alle vier mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen aufweisen. Dabei galt die Anlage Ziehm Vision FD Vario 3D als das Gerät mit der neuesten Software (Version 5.25.3), da es kurz vor der Studie das Hersteller-Werk verlassen hatte und somit das jüngste Gerät unter den vier mobilen Durchleuchtungsanlagen ist. Aber auch die Geräte mit der Seriennummer 90008 und 90057 vom Typ Ziehm Vision FD wiesen denselben Software-Stand auf, sodass eine Aktualisierung der Software entfiel. Das Gerät mit der Seriennummer 9576 ist das älteste unter den vier mobilen Durchleuchtungssystemen. Daher entsprach die Software nicht mehr den aktuellsten Anforderungen. Deshalb musste ein Update der Software auf die Version 5.25.3 vorgenommen werden. Nach erfolgreicher Installation der neuen Version waren alle Geräte hinsichtlich ihrer Software identisch und es konnte damit ein erster Schritt zur Vereinheitlichung vollzogen werden. Desweiteren wurde die automatische Steuerung der Pulsfrequenz deaktiviert, d.h. das Gerät hält die durch den Anwender manuell eingestellte Pulsfrequenz über die gesamte Anwendung der Durchleuchtung konstant.

Der nächste Schritt diente zum *Abgleichen der Messwerte der Strahlungsdosisleistung* zwischen den vier mobilen Durchleuchtungsanlagen. Dazu wurde zunächst eine

²¹ Alle vier Geräte werden hinsichtlich ihrer Bedienung und ihrer Funktionen, wie z.B. Organprogramme, Durchleuchtungsmodi, „adipöser Patient“ und Einstellung der Pulsfrequenz, vereinheitlicht.

Messung der Strahlungsdosisleistung an der neusten mobilen Durchleuchtungsanlage vorgenommen, die dann als Referenzwerte für die anderen drei Geräte dienten. Dabei wurden die Maschinendaten der Version 2.16, die die Strahlungsdosisleistung beeinflussen, nicht verändert und nur die Messwerte als Referenzwerte aufgenommen. In den Maschinendaten sind vom Hersteller alle Ansteuerdaten für den Röntgengenerator (Röhrenspannungs-, Röhrenstromtabellen) und die Daten für den Videoabgleich, die Filtereinstellungen, die Gammakurven usw. vorgegeben und zusammengefasst.

Zur Messung der Strahlungsdosisleistung des Referenzgerätes wurde die unten beschriebene Messung durchgeführt, die dem Teilabnahmeprotokoll des Gerätes (vgl. Anhang C, Teilabnahmeprotokoll für das Gerät „Ziehm Vision FD Vario 3D“) entnommen ist. Voraussetzungen für die Messung waren:

In den Strahlengang wurde ein Prüfkörper aus 25 mm Aluminium und 1,5 mm Kupfer (Seriennummer: 91102) installiert. Der Prüfkörper, der als Patientenäquivalent dient, wurde direkt auf das Strahlenaustrittsfenster mit 3 mm Aluminium-Vorfilter am Strahlergehäuse positioniert. Direkt in Strahlungsrichtung vor dem Streustrahlenraster des Flachdetektors befand sich die Ionisationskammer des Messgerätes „Solidose 300“ (Seriennummer: 3046) der Firma RTI Electronics AB. Das Raster hat einen Schwächungsfaktor von 1,65.



Abbildung 13: Messgerät "Solidose 300" mit Ionisationskammer der Firma RTI Electronics AB [Northern Physics Services 2011]

Die Blenden zur Begrenzung des Strahlungsfeldes waren vollständig geöffnet, wodurch das gesamte aktive Feld des Flachdetektors bestrahlt wurde. Im Organprogramm sind

die oben erwähnten Maschinendaten hinterlegt. Darüber steuert die Maschine den Röntgengenerator.

Die Messung wurde nach folgendem Ablauf durchgeführt:

Mithilfe des Messgerätes wurden die Dosisleistungen in den Funktionen „Fluoro“²² und „HQ Cine“²³ jeweils pro Organprogramm (Skelett, Herz, Abdomen und Soft) gemessen und als Referenzwerte notiert. Die Messwerte für die Dosisleistung sowie die übrigen Einstellungsdaten sind den Teilabnahmeprotokollen im Anhang C zu entnehmen. Darüber hinaus werden die Messwerte im Kapitel „Ergebnisse“ dargestellt.

Dann schloss sich die Aufgabe an, bei den anderen drei mobilen Durchleuchtungsanlagen, die Strahlendosisleistung pro Organprogramm und Durchleuchtungsmodus zu messen, mit den zuvor gemessenen Strahlendosisleistungen zu vergleichen und eventuelle Abweichungen zu korrigieren. Die Messung wurde nach derselben Vorgehensweise wie beim ersten Gerät durchgeführt. Allerdings wurde darauf geachtet, dass die Röhrenspannung und der Röhrenstrom im jeweiligen Organprogramm annähernd denen des „Ziehm Vision FD Vario 3D“ entsprachen. Sofern eine Korrektur notwendig wurde, konnte sie in den Service-Einstellungen durch Einstellen der Regelungsparameter²⁴ für den Flachdetektor vorgenommen werden.

Zum Abschluss des Abgleichs der vier mobilen Durchleuchtungssysteme wurde bei dem Gerät mit der Seriennummer 9576 die *Dosismesskammer* und bei den übrigen drei Geräten die *Dosisberechnung* auf Genauigkeit überprüft. Zu Beginn erfolgte eine kurze Funktionskontrolle der Dosisflächenproduktanzeige. Als Referenzwert für den Abgleich wurde das Dosisflächenprodukt, das an dem Gerät „Ziehm Vision FD Vario 3D“ aufgenommen wurde und $7,0 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ betrug (vgl. Anhang C, Teilabnahmeprotokoll des Gerätes Ziehm Vision FD Vario 3D), festgelegt. Dazu wurde die Dosismesskammer des Dosimeters „Solidose 300“ der Firma RTI Electronics AB mittig auf dem Flachdetektor angebracht. Mithilfe des Dosimeters wurde der Dosismesswert K_a über einen Zeitraum von 20 s und in einem durch die Irisblende auf 100 cm^2 begrenzten Strahlungsfeld

²² Durchleuchtung

²³ HQ Cine: HQ (=high quality) bedeutet Durchleuchtung mit verbesserter Bildqualität, aber erhöhter Strahlendosis. „Cine“ meint das Durchleuchten zum Erzeugen einer Kinoschleife aus einer Bilderserie.

²⁴ An diesen Parametern kann die Verstärkung des Eingangssignals für den Flachdetektor reguliert werden.

gemessen. Außerdem wurden im Handbetrieb eine Röhrenspannung von $U_a = 70 \text{ kV}$ und ein Röhrenstrom von $I_a = 3,5 \text{ mA}$ eingestellt. Durch die Berechnung mit der Formel $F = K_\alpha \cdot S$ (vgl. Kapitel 1.1.2) konnte das Dosisflächenprodukt F errechnet werden.

Nach der Festlegung des Referenzwertes wurden die anderen drei Geräte durch denselben Messungsablauf auf eine Abweichung vom Referenzwert überprüft. Sofern eine Abweichung bestand, wurde eine Kalibrierung der Einrichtung zur Dosisbestimmung an den Geräten wie folgt vorgenommen.

Bei der Kalibrierung des Dosismessgerätes an der mobilen Durchleuchtungsanlage mit der Seriennummer 9576 wurde mit dem Messgerät „Solidose 300“ die Dosis unter denselben Bedingungen wie bei obiger Referenzwertbestimmung gemessen. Nach dieser Messung wurde die Anzeige des Dosismessgerätes an der Durchleuchtungsanlage mit dem Messwert des separaten Dosismessgerätes verglichen. Sofern eine Abweichung von über 10 % auftrat, wurde die Impulzzählrate der Ionisationskammer an der Durchleuchtungsanlage verändert, sodass die Ionisationskammer die Impulse langsamer oder schneller zählt. Anschließend wurde dieselbe Messung zur Kontrolle nochmals durchgeführt.

Für die Berechnung des Dosisflächenproduktes bei den Geräten mit den Seriennummern 90008 und 90057 wurden die Berechnungsparameter entsprechend im Gerät eingestellt, damit das am Gerät angezeigte Dosisflächenprodukt mit dem Messwert des kalibrierten Dosismessgerätes (Solidose 300, Seriennummer: 3046) übereinstimmte. Dabei wurde eine Abweichung von max. 10 % toleriert. Die Kalibrierung an den mobilen Durchleuchtungsanlagen wurde in folgenden Schritten von einem Service-Techniker durch eine Kalibrierungs-Software, die in den Durchleuchtungsanlagen integriert ist, durchgeführt:

- Zu Beginn wurde eine *Zweipunktkalibrierung* durchgeführt. Dazu wurden zwei Strahlungsdosiswerte mit dem externen Dosismessgerät bei zwei verschiedenen vom Gerät vorgegebenen Röhrenspannungswerten und Röhrenstromwerten gemessen. Diese Dosiswerte wurden anschließend im Gerät eingegeben und gespeichert.

Dieselbe Messung wurde noch einmal für eine kurze und eine lange Pulslänge durchgeführt. Die beiden Messwerte wurden ebenfalls im Gerät eingetragen. Dadurch ist die Bestimmung der Einzelpulsdosis möglich.

- Im Anschluss wurde der *Flächenfaktor* mithilfe der Kalibrierungssoftware in der Durchleuchtungsanlage bestimmt. Die Maschine blendet dazu automatisch das Strahlungsfeld mit der Irisblende auf dem Flachdetektor auf eine sechseckige Querschnittsfläche von $S = 100 \text{ cm}^2$ ein. Der durch das Dosismessgerät „Solidose 300“ gemessene Dosiswert wird anschließend im Durchleuchtungsgerät eingetragen. Diese Bestimmung des Flächenfaktors ist erforderlich, da die berechnete Dosis an die bestimmte Querschnittsfläche von $S = 100 \text{ cm}^2$ gebunden ist.
- Abschließend wurde noch eine *Kontrollmessung* durchgeführt. Dazu wird über den manuellen Betrieb eine Röhrenspannung und ein -strom mit den Werten $U_a = 70 \text{ kV}$ und $I_a = 3,5 \text{ mA}$ eingestellt. Dann wird das Strahlungsfeld auf dem Flachdetektor mit der Irisblende auf die sechseckige Querschnittsfläche $S = 100 \text{ cm}^2$ eingeblendet und die Dosismesskammer des externen Dosimeters mittig in diese Fläche direkt vor dem Flachdetektor platziert. Über eine Durchleuchtungszeit von $t = 20 \text{ s}$ wird nun die Strahlungsdosis gemessen. Mithilfe der bekannten Strahlungsfeldgröße auf dem Flachdetektor von $S = 100 \text{ cm}^2$ und dem Dosismesswert K_α kann das Dosisflächenprodukt F durch die Formel $F = K_\alpha \cdot S$ errechnet werden, das mit dem von der mobilen Durchleuchtungsanlage angezeigten Dosisflächenprodukt übereinstimmen muss. Eine Abweichung bis zu 5 % wurde toleriert. Ansonsten musste die zuvor beschriebene Kalibrierung wiederholt werden.

Die Geräte sind nun aufeinander abgeglichen und weisen vernachlässigbare Abweichungen auf. Im Kapitel 3.1 werden die Ergebnisse dieses Abgleichs präsentiert. Von der gerätetechnischen Seite betrachtet ist es daher nun bedeutungslos, welche der vier mobilen Durchleuchtungsanlagen für die Studie eingesetzt wird.

2.2.2 Operationsmethoden

Größere Operationen zur medizinischen Versorgung von Patienten werden üblicherweise in Krankenhäusern durchgeführt. Bei vielen Operationen am Skelettsystem kommen mobile Röntgendurchleuchtungssysteme zum Einsatz. Sie ermöglichen dem Arzt Einblicke in den menschlichen Körper zur Diagnostik und Therapiekontrolle, z.B. zur

Achsstellung von Knochen nach durchgeführter Osteosynthese oder zur Feststellung des Blutflusses nach Gefäßoperationen mithilfe von Kontrastmitteleinsatz.

Die Anzahl der Durchleuchtungen und damit die Durchleuchtungszeit während einer Operation sind unterschiedlich je nach Art des Eingriffes. Ein Beispiel für einen chirurgischen Eingriff mit vielen Arbeitsschritten, bei denen häufiger die Notwendigkeit der Durchleuchtung besteht, sind die in Kapitel 1.3.3 erwähnten Operationen an der Wirbelsäule. Diese Kategorie von Operationen birgt ein gewisses Risiko für den Patienten, da es bei Fehllage von Pedikelschrauben zu Nervenschäden bis hin zur Querschnittslähmung kommen kann. Deshalb ist es von großer Wichtigkeit für den Operateur, intraoperativ bei Eingriffen an der Wirbelsäule mithilfe eines Bildgebungsverfahrens, in dem Röntgenstrahlung zur Anwendung kommt, die Arbeitsschritte zu begleiten und zu kontrollieren.

Operationen an der Wirbelsäule, bei denen mit Röntgendurchleuchtung gearbeitet wird, bilden die Grundlage für die Messwerte dieser Studie und sollen deshalb im Folgenden vorgestellt werden.

Für diese Studie ist es wichtig, die Beobachtungen auf einen Bereich der Wirbelsäule zu beschränken, da sonst zu viele zusätzliche Bedingungen bei der Auswertung der Messwerte beachtet werden müssen. Daher werden nur Operationen an einem Wirbelsäulenabschnitt berücksichtigt und Messwerte, die vergleichbar sind, aus ihnen aufgenommen.

Die Studie beschränkt sich auf Eingriffe vor allem an der Lendenwirbelsäule und in wenigen Fällen auch am Kreuzbein (vgl. Kapitel 1.3.1). Besonderes Interesse an diesem Wirbelsäulenabschnitt besteht aufgrund des Strahlenschutzes, der bei Durchleuchtungen beachtet werden muss. Bei einem derartigen Eingriff sind immer auch die menschlichen Fortpflanzungsorgane (Gonaden) von der Röntgenstreustrahlung betroffen. Der Strahlenschutz spielt eine wesentliche Rolle, da Strahlung Schäden an den Gonaden verursachen kann. Deshalb gilt es, hohe Durchleuchtungszeiten bzw. -dosen in diesem Bereich besonders zu vermeiden.

Da im thorakolumbalen Wirbelsäulenbereich (Wirbel BWK 11 bis LWK 2; vgl. Kapitel 1.3.2), der zum Teil von der Lendenwirbelsäule mit gebildet wird, die meisten Frakturen auftreten, besteht ein weiterer Grund, diesen Bereich zu beobachten.

Operative Therapieformen an der Lendenwirbelsäule

Die nachfolgend beschriebenen operativen Therapieformen wurden im Rahmen dieser Studie im Klinikalltag beobachtet. Dabei konzentrieren sich die Beschreibungen nur auf die tatsächlich beobachteten Therapieverfahren an der Lendenwirbelsäule. Diese Verfahren sind sehr variabel und vielseitig. Es konnte beobachtet werden, dass Kliniken und die dort tätigen Operateure sich auf bestimmte Verfahren beschränken und diese bevorzugen. Die sich nun anschließenden Operationsmethoden im Lendenwirbelsäulenbereich werden wie folgt nach Vorgabe der Diplomstelle mit Angabe der Patientenlagerung eingeteilt:


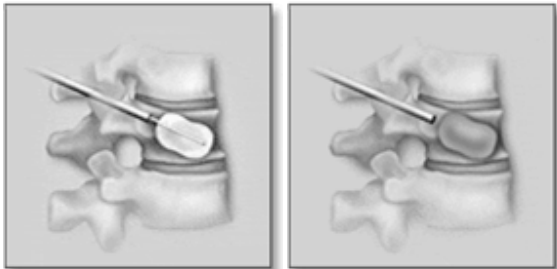
- 1) Kyphoplastie (Bauchlagerung)
- 2) Dorsale Fusion (Bauchlagerung)
- 3) Ventrale Fusion (Bauch- oder Rechtsseitenlagerung)
- 4) Ventrodorsale Fusion (Bauchlagerung)
- 5) Ventrolaterale Fusion (Rechtsseitenlagerung)
- 6) Transcorporale ventrale Fusion mit Cage (Rückenlagerung)
- 7) Einbringen einer Bandscheibenprothese (Rückenlagerung)
- 8) Spinale Dekompression (Bauchlagerung)

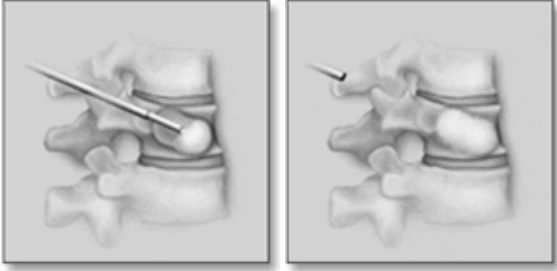
In den folgenden Ausführungen werden diese Operationstypen näher erläutert und deren notwendige Operationsschritte erklärt. Im Anhang befindet sich eine Übersicht, in der dargestellt ist, welche Operationsschritte für die oben genannten Operationen erforderlich sind (Anhang A). Darin ist außerdem vermerkt, bei welchem Schritt in welchem Maß Röntgendurchleuchtung angewendet wird.

Bei der *Kyphoplastie* stabilisiert man den defekten Wirbelkörper, indem man ihn von dorsal mit einem Spezialzement, der schnell aushärtet und für den menschlichen Körper verträglich ist, auffüllt. Die Anwendung dieses Verfahrens setzt eine geringe Fraktur bzw. Deformation des Wirbelkörpers, keine Zerreißung der Wirbelsäule sowie eine geringe Gefährdung der Wirbelsäulenstabilität voraus. Das Verfahren, welches ein Beispiel für Verletzungen von Typ A ist, soll mithilfe von

Tabelle 2 vorgestellt werden:

Tabelle 2: Operationsverfahren "Kyphoplastie" [Text und Abb.: vgl. Kyphon 2010]

<i>Operationsschritt</i>	<i>Durchgeführte Handlungen</i>	<i>Anwendung von Röntgendurchleuchtung</i>
1) Arbeitsschaft- und Ballonplatzierung	<p>Durch einen kleinen Schnitt in der Haut des Rückens erfolgt an beiden Pedikeln des Wirbelkörpers mit einem Bohrinstrument (Ahle) das Vordringen bis in den frakturierten Wirbelkörper. Dann werden je zwei Kanülen, die sogenannten Arbeitsschäfte, an diese Stellen platziert. Durch diese Kanülen werden nun orthopädische Ballons in den Wirbelkörper eingebracht (s. Abbildung).</p> 	<p>In diesem Operationsschritt werden das Vordringen in den Wirbelkörper, die Arbeitsschaft- und die Ballonplatzierung kontrolliert.</p>
2) Aufrichten des Wirbelkörpers	<p>Um den frakturierten Wirbelkörper zu reponieren, werden die beiden eingebrachten Ballons ausgedehnt. Dazu wird meistens eine Flüssigkeit in den Ballon gepresst, um annähernd die ursprüngliche Form des Wirbelkörpers wiederherzustellen. Es entsteht dabei ein Hohlraum. Der Ballon wird anschließend wieder entfernt.</p> 	<p>Mithilfe der Durchleuchtung wird die Aufrichtung des Wirbelkörpers geprüft.</p>

3) Zementplatzierung	Der erzeugte Hohlraum wird nun mit einem zähflüssigen und schnellhärtenden Knochenzement aufgefüllt und der korrigierte Wirbelkörper erhält wieder seine ursprüngliche Stabilität.	Die Zementplatzierung wird begutachtet.
		

Bei einigen Verletzungen am Wirbelkörper (Typ A) sowie Verletzungen, bei denen eine Zerreißung stattgefunden hat (Typ B und Typ C), stabilisiert man meistens die Wirbelsäule an der jeweilig frakturierten Stelle durch eine Fusionierung von benachbarten Wirbeln. Demnach wird die Wirbelsäule in mindestens einem Segment²⁵ versteift.

Diese Fusion erfolgt entweder von ventral durch einen Bandscheiben- oder Wirbelsäulen-Cage (Abbildung 14; Abbildung 15) oder alternativ bzw. kombiniert von dorsal mit einem Schrauben-Stäbe-System (Fixateur interne; Abbildung 17). Eine weitere Alternative bzw. Kombinationsmöglichkeit ist die Stabilisierung mithilfe einer ALIF-Rahmenplatte.

Der Bandscheiben-Cage ist ein Implantat, das anstelle der Bandscheibe zwischen zwei Wirbelkörper gesetzt wird, sodass beide Wirbelkörper miteinander verwachsen. Dadurch erfolgt nach einer gewissen Zeit eine Versteifung bzw. Fusion der beiden Wirbelkörper und man spricht von einer ventralen Stabilisierung. Man kann den Cage sowohl direkt von vorn (ALIF²⁶) als auch seitlich von hinten nach vorn (TLIF²⁷) einbringen.

²⁵ Ein Segment bezeichnet zwei Wirbel und eine Bandscheibe.

²⁶ Anterior (von vorn) Lumbar (Lendenbereich) Interbody (zwischen den WK) Fusion

²⁷ Transforaminal (seitlich) Lumbar Interbody Fusion

Darüber hinaus können auch zwei Cages von hinten links und rechts neben den Spinalkanal der Wirbelsäule gesetzt werden (PLIF²⁸).



Abbildung 14: Bandscheiben-Cage der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH [Signus 2011]

Zum Einbringen eines Bandscheiben-Cages wird die Bandscheibe bzw. Teile davon mithilfe von Stanzen entfernt. Alle Handlungen, bei denen Material aus dem Körper des Patienten entfernt wurde, werden in der Studie unter dem Begriff „Reposition“ zusammengefasst. Dann wird die Größe des einzubringenden Cages mithilfe von Probe-Cages aus Titan ausgemessen. Wenn im Vorfeld Knochenmaterial entfernt wurde, z.B. von den Dornfortsätzen, dann zerkleinert man dieses und füllt damit die Hohlräume des Cages. Dadurch wächst der Cage besser in das menschliche Gewebe ein. Sofern kein Knochenmaterial gesammelt wurde, wird der Cage mit einer knochenähnlichen Substanz gefüllt. Danach wird der Cage eingesetzt. Zur Positionierung der Probe-Cages und des im Körper verbleibenden Cages spielt die Röntgendurchleuchtung eine wesentliche Rolle bei der Kontrolle der Position des Cages. In der Studie wurden das Austesten mit den Probe-Cages und das endgültige Einbringen des Cages unter der Bezeichnung „Cage-Platzierung“ als ein Handlungsschritt zusammengefasst.

Wenn ein Wirbel eine starke Fraktur aufweist und den Spinalkanal verengt, ist das Rückenmark in Form von neurologischen Ausfällen gefährdet. Deshalb wird als operative Therapie der frakturierte Wirbel aus dem Körper geborgen und durch einen Wirbelsäulen-Cage aus Titan (Abbildung 15) ersetzt. Damit der Cage besser in den Körper einwächst, wird der entfernte Wirbelkörper zerkleinert und anschließend der Cage damit

²⁸ Posterior (von hinten) Lumbar Interbody Fusion

gefüllt. Auch hier ist die Anwendung von Röntgendurchleuchtung zur Kontrolle der Position des Cages von großer Bedeutung.



Abbildung 15: Wirbelsäulen-Cage [Synthes 2010 (1)]

Bei der *Ventralen Fusion* und der *Ventrodorsalen Fusion* wird die Wirbelsäule ventral durch mindestens einen Bandscheiben-Cage oder bei stark frakturiertem Wirbelkörper durch Wirbelsäulen-Cages stabilisiert. Der Eingriff erfolgt aber meistens von dorsal. Die *Transcorporale ventrale Fusion mit Cage* ist der Ventralen Fusion ähnlich, erfolgt aber durch den Bauchraum des Patienten. In der Ventrodorsalen Fusion werden die Ventrale und die Dorsale Fusion vereint, d.h. dass die Wirbelsäule dorsal und ventral stabilisiert wird. Bei dem Operationsverfahren Ventrodorsale Fusion wird ein vollständiges System aus Pedikelschrauben und Stäben (Fixateur interne) sowie mindestens ein Bandscheiben-Cage eingebracht (Abbildung 16).

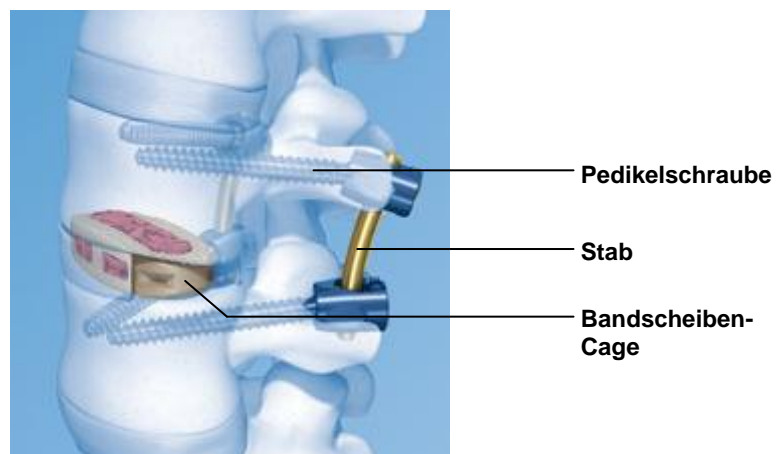


Abbildung 16: Schema der Ventrodorsalen Fusion mit Bandscheiben-Cage der Firma Synthes GmbH sowie Pedikelschrauben und Stäbe (Fixateur interne) der Firma Medtronic GmbH [Synthes 2010 (2)]

Verwendung findet der Fixateur interne (Abbildung 17) bei den Operationsverfahren *Dorsale Fusion*, *Ventrodorsale Fusion* und *Ventrolaterale Fusion*. Dafür werden Pedikelschrauben gesetzt.

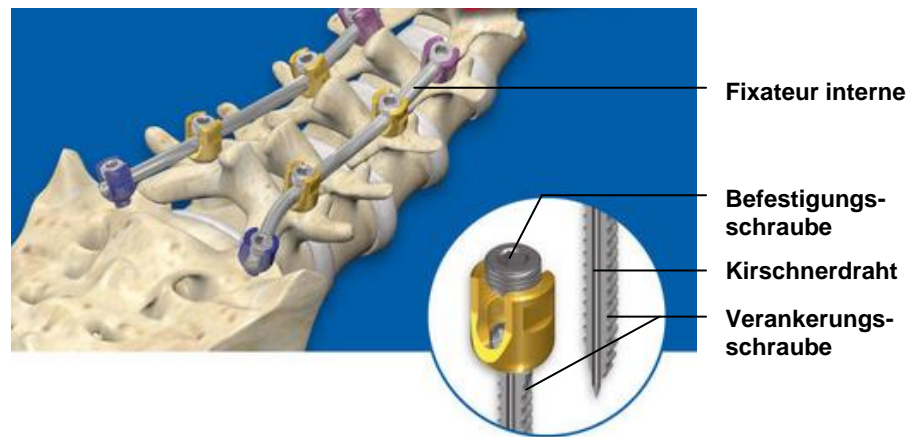


Abbildung 17: Schrauben-Stäbe-System (Fixateur interne) der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH zur Stabilisierung der Wirbelsäule [Signus 2011]

Um diese Schrauben zu setzen, bricht der Operateur den Knochen je nach Etage des Wirbels an der entsprechenden Stelle (Abbildung 18) mit der Pedikeleröffnungsahle punktuell auf.

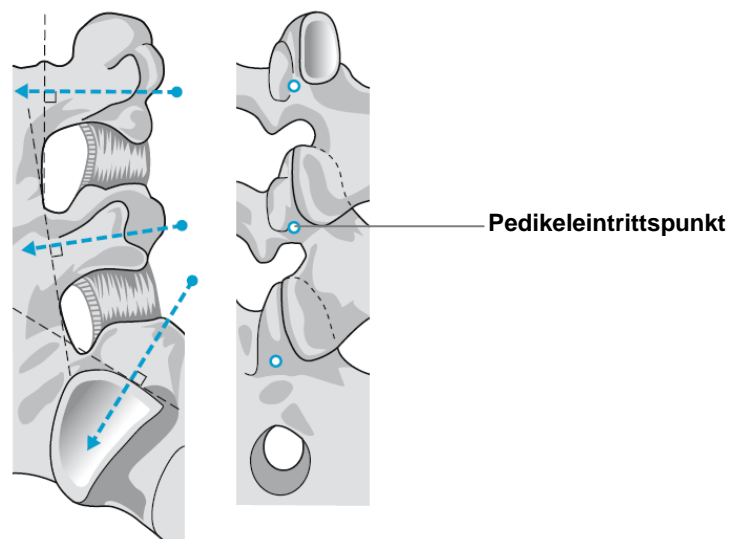


Abbildung 18: Pedikeleintrittspunkte an der LWS; links laterale, rechts dorsale Ansicht der LWS [Weigel 2005, S. 221]

Mithilfe der Pedikelvertiefungsahle erzeugt er anschließend unter Röntgendurchleuchtungskontrolle an der Stelle einen Kanal für die Pedikelschraube. Dazu treibt er die Ahle „durch leicht rotierende Bewegungen unter Druck“ [Weigel/Nerlich 2005, S. 221] in den spongiösen Knochen des Wirbelkörpers. Im Anschluss wird die benötigte Schraubenlänge mit dem Längenmessgerät so ausgemessen, dass die Schraubenspitze im Wirbelkörper endet. Je nach der Etage²⁹ wird die Schraubendicke gewählt. Die ausgewählte Schraube wird in den Wirbel eingebracht. „[...] die räumliche Ausrichtung [d.h. Winkel und Konvergenz; d. V.] von Pedikelschrauben variieren in Abhängigkeit von der Etage.“ [Weigel/Nerlich 2005, S. 221]. An den Pedikeln der Wirbelkörper werden je zwei Schrauben pro Wirbelkörper und mindestens zwei weitere Schrauben eingebracht, um eine Stabilisierung mit Gestänge realisieren zu können.

Die Schraubensysteme unterscheiden sich darin, wie die Schrauben in den Körper eingebracht werden. Meistens besitzen die Schrauben ein selbstschneidendes Gewinde. Andernfalls wird vorher ein Gewinde in den Wirbel geschnitten. Zur Führung der im Inneren hohlen Schraube kann zusätzlich ein Kirschner-Draht (K-Draht) in den Kanal eingesetzt werden. In manchen Fällen wird der Kanal am Pedikeleintrittspunkt nicht durch eine Ahle in den Wirbel, sondern nur mithilfe eines spitzen K-Drahtes vorangetrieben. Das Gewindeschneiden und das Einbringen einer Pedikelschraube werden in der Studie als „Schraubenplatzierung“ zusammengefasst.

Die Pedikelschrauben werden dann durch Stäbe von Wirbelkörper zu Wirbelkörper verbunden und damit eine Stabilisierung des Segments erreicht (Abbildung 19). Um die Stäbe einbringen zu können, werden die Dornfortsätze der Wirbelkörper mit einer Kugelfräse und Stanzen entfernt. Zur Erhöhung der Stabilität werden manchmal zusätzlich Querverbinder zwischen den Stäben eingesetzt. Durch einen Fixateur interne lässt sich außerdem ein entstandener kyphotischer Knick korrigieren.

²⁹ Ein Wirbel entspricht einer Etage.



Abbildung 19: Einbringen eines Fixateur interne [Weidt 2010]

Hingegen bei der *Ventrolateralen Fusion* werden Verankerungsschrauben in die Wirbelkörper eingebracht. Der Unterschied besteht hier in einer anderen Position der Schrauben, z.B. von ventral. Außerdem erfolgt keine Verbindung der Wirbelkörper durch Stäbe, sondern durch eine sogenannte ALIF-Rahmenplatte, z.B. von der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH (Abbildung 20). Sie ergänzt einen eingebrachten Bandscheiben-Cage oder ist, wie es bei allen Operationen nach dem Prinzip „Ventrolaterale Fusion“ in dieser Studie der Fall war, eine eigenständige Möglichkeit zur Stabilisierung der Wirbelsäule. Üblicherweise werden die ALIF-Rahmenplatte und ihre Verankerungsschrauben von vorn (anterior) oder von schräg-vorn an der Wirbelsäule eingebracht.



Abbildung 20: ALIF-Rahmenplatte mit Verankerungs- und Befestigungsschrauben [Signus 2011]

Manchmal werden die Bandscheiben auch durch künstliche Bandscheiben, den *Bandscheibenprothesen* (Abbildung 21), ersetzt. Dabei erfolgt der Eingriff ebenfalls meistens durch den Bauchraum.

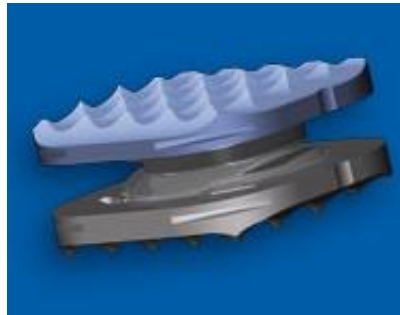


Abbildung 21: Bandscheibenprothese der Firma SIGNUS Medizintechnik GmbH [Signus 2011]

Eine Verengung des Spinalkanals, die z.B. durch einen Bandscheibenvorfall entstanden ist, wird bei der *Spinalen Dekompression* wieder geweitet. Auf die Beschreibung des Operationsverfahrens bei der Spinalen Dekompression wird verzichtet, da diesem Verfahren in dieser Studie aufgrund der geringen Anzahl von Beobachtungen keine große Bedeutung zukommt. Außerdem werden bei diesen Operationen nur kurze Röntgendurchleuchtungen zur Positionierung des Patienten und zur Lokalisation der Eingriffsstelle durchgeführt.

2.2.3 Operateur

Für diese Studie ist es wichtig, erfahrene Operateure zu begleiten. Dadurch werden die durchgeführten Beobachtungen des Einsatzes der mobilen Durchleuchtungsanlagen untereinander vergleichbar. Außerdem spielen Anwendungsfehler, die einem weniger erfahrenen Operateur bei der Benutzung der Röntgendurchleuchtung passieren, keine Rolle mehr. Trotzdem bleibt der Operateur weiterhin ein variabler Faktor.

In Tabelle 3 werden die begleiteten Operateure und ihr jeweiliges Fachgebiet aufgezählt, wobei eine Anonymisierung der Daten vorgenommen wurde.

Tabelle 3: Begleitete Operateure

<i>Operateur</i>	<i>Fachgebiet</i>
1	Rückenmarkverletzungen (RM)
2	Rückenmarkverletzungen (RM)
3	Rückenmarkverletzungen (RM)
4	Unfallchirurgie (UC)
5	Neurochirurgie (NC)
6	Neurochirurgie (NC)
7	Rückenmarkverletzungen (RM)
8	Neurochirurgie (NC)
9	Rückenmarkverletzungen (RM)
10	Unfallchirurgie (UC)
11	Rückenmarkverletzungen (RM)
12	Neurochirurgie (NC)
13	Unfallchirurgie (UC)
14	Unfallchirurgie (UC)
15	Rückenmarkverletzungen (RM)

2.3 Durchführung der Studie

Nach den Ausführungen über die Bedingungen dieser Studie soll nun in diesem Kapitel die Durchführung der Studie, vorgestellt werden.

In Vorbereitung zur Aufnahme der Daten wurde eine Messprotokollvorlage entwickelt. Dieses Protokoll diente dazu, alle für die Dokumentation einer begleiteten Operation relevanten Daten und Messwerte zu erfassen. Im Anhang B sind ausgewählte Operationsprotokolle beispielhaft angefügt. Aus Platzgründen wurden nicht alle angefertigten Protokolle angehängt. In diesen Protokollen, die während den Operationen ausgefüllt wurden, sind folgende Daten erfasst:

- Zeitpunkt der Operation (Datum und Schnitt-Naht-Zeit)
- Patientenangaben
- Operationstyp und eingebrachte Implantate
- Seriennummer der mobilen Durchleuchtungsanlage sowie vorgenommene Einstellungen
- Zusammenfassung von Messdaten der gesamten Operation
- Einzelne Operationsschritte

Zur Identifikation einer einzelnen Operation wurden das Operationsdatum und ein 13-stelliger Patientenzahlenschlüssel vermerkt, der in einer internen Kartei dem

entsprechenden Patienten zugeordnet wurde. Aufgrund des Datengeheimnisses dürfen keine persönlichen Patientendaten erfasst und veröffentlicht werden. Da aber die Operation identifizierbar bleiben muss, um bei eventuell auftretenden Fragen in die Operationsakten Einsicht nehmen zu können, bedarf es der Kodierung mithilfe des Patientenzahlenschlüssels. Größe, Gewicht und Alter des Patienten wurden für die Studie erfasst, da diese nicht in das Datengeheimnis fallen.

Um die Dauer der Operation feststellen und vergleichen zu können, wurde die Uhrzeit beim ersten Hautschnitt und nach dem Zunähen protokolliert. Dies ist die im Protokoll notierte Schnitt-Naht-Zeit. Außerdem wurde in den Operationsdaten vermerkt, auf welcher Station der Patient stationär betreut wurde, da deren Personal den chirurgischen Eingriff durchgeführt hat.

Zur Kategorisierung der begleiteten Operation nach der in Kapitel 2.2.2 vorgenommenen Einteilung diente das Protokollieren des Operationstyps. Zusätzlich wurden die eingebrachten Implantate notiert.

Im Messprotokoll wurde durch die Geräteseriennummer vermerkt, welche der vier mobilen Durchleuchtungsanlagen in der jeweiligen Operation verwendet wurde. Durch diese Erfassung des Gerätes kann überprüft werden, ob die Wahl des Gerätes Einfluss auf die Daten hat. Aufgrund des in Kapitel 2.2.1 beschriebenen Abgleichs der Geräte, wird im Rahmen der Studie auf diese Überprüfung verzichtet. Darüber hinaus wurden die eingestellten Parameter Organprogramm, Pulsfrequenz, Durchleuchtungsrichtung, Zoomstufe, Röhrenstrom und -spannung, sowie das gemessene Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit der gesamten Operation protokolliert.

Die einzelnen Operationsschritte (Anhang A), bei denen der Operateur die Durchleuchtung verwendet hat, wurden mit ihren jeweiligen Messdaten protokolliert: benötigtes Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit, Röhrenstrom und -spannung, Durchleuchtungsrichtung.

Ausgewählt wurden die zu begleitenden Operationen aus dem täglichen Operationsprogramm, die folgende Bedingungen erfüllen:

- Bereich des Eingriffs liegt an der Wirbelsäule im Lendenwirbelbereich,
- Operationstyp gehört zu den in Kapitel 2.2.2 aufgezählten und

- es erfolgt die Anwendung einer mobilen Röntgendurchleuchtungsanlage, was bereits aus dem OP-Plan ersichtlich ist.

Der OP-Plan wird in einer täglichen Zusammenkunft der Ärzte besprochen und festgelegt und für alle Mitarbeiter der Klinik veröffentlicht. Am Nachmittag des Vortages steht üblicherweise der Plan fest. Er unterliegt aber trotzdem regelmäßigen Veränderungen, da sich plötzliche gesundheitliche Veränderungen des Patienten ergeben können, sodass die Operation nicht stattfinden kann. Außerdem kann es zu einem unerwarteten Verlauf einer Operation und damit zu einer Verzögerung des gesamten OP-Plans kommen.

Die Auswahl der Operation erfolgte dabei patientenunabhängig; es gab keine Alters- und keine Geschlechtsbeschränkung. Nach Auswahl der Operation wurde dort hospitalisiert, die einzelnen Operationsschritte und deren Messwerte notiert.

Nach der Messwertaufnahme wurden die erstellten OP-Protokolle in eine Datenbank am Computer eingegeben und stehen zur Auswertung zur Verfügung. Die erfassten Operationsschritte werden in einer eigenen Datenbank zusätzlich gesammelt.

2.4 Der Kruskal-Wallis-Test (H-Test)

Der H-Test wurde 1952 von Kruskal und Wallis entwickelt. Er funktioniert nach dem Prinzip des U-Tests, verallgemeinert diesen jedoch. Denn beim U-Test sind nur zwei unabhängige Stichproben bzw. Zufallsvariablen, beim Kruskal-Wallis-Test hingegen mehr unabhängige Stichproben prüfbar.

Ähnlich dem Mann-Whitney-U-Test ist der Kruskal-Wallis-Test ein verteilungsunabhängiger Test, d.h. eine Verteilung der Zufallsvariablen, z.B. die Normalverteilung, wird nicht vorausgesetzt. Die Verteilungsfunktion F_i der Zufallsvariablen X_{i1}, \dots, X_{in_i} ($i = 1, \dots, k$), die bei allen Zufallsvariablen dieselbe ist, wird lediglich als stetig angenommen. Aufgrund der Verteilungsunabhängigkeit wird der Kruskal-Wallis-Test häufig als Alternative zu einer einfaktoriellen Varianzanalyse, die eine Normalverteilung der Stichprobenwerte voraussetzt, verwendet.

Für eine Analyse mithilfe des Tests liegen die unabhängigen Zufallsvariablen in k Gruppen mit n_i Messwerten vor. Die Stichprobenvariablen ergeben sich wie folgt:

$$\begin{array}{ll} X_{11}, \dots, X_{1n_1} & - 1. \text{ Gruppe (Stichprobe vom Umfang } n_1) \\ \vdots & \vdots \\ X_{k1}, \dots, X_{kn_k} & - k\text{-te Gruppe} \end{array}$$

Bevor der Test jedoch durchgeführt werden kann, müssen eine Nullhypothese H_0 und eine Alternativhypothese H_1 formuliert werden. Die Nullhypothese sagt aus, „die k Stichproben entstammen derselben Grundgesamtheit: die k Verteilungsfunktionen sind gleich ($[H_0; \text{d. V.}]$: mindestens zwei sind ungleich).“ [Sachs 2002, S. 394]. Laut Lehn et al. „sind die $n = n_1 + \dots + n_k$ Zufallsvariablen X_{11}, \dots, X_{kn_k} unabhängig und identisch verteilt“ [Lehn/Wegmann 2000, S. 178]. Mithilfe der Alternativhypothese H_1 wird das Gegenteil ausgedrückt.

Nachdem die Hypothesen formuliert wurden, wird die Gesamtheit aller Messwerte der Größe nach aufsteigend sortiert. Anschließend werden Ränge zugeordnet, indem jeder Messwert beginnend beim kleinsten durchnummeriert wird. „Dadurch werden den n_i Ergebnissen der i -ten Messreihe n_i Ränge r_{i1}, \dots, r_{in_i} zugeordnet.“ [Lehn/Wegmann 2000, S. 178]. Auf die Rangzuordnung folgt die Einteilung in die Gruppen und das Berechnen der mittleren Ränge der jeweiligen Gruppe mittels folgender Formel:

$$\bar{r}_i = \frac{1}{n_i} (r_{i1} + \dots + r_{in_i}) \quad (2.1)$$

Falls diese Mittelwerte der Ränge nicht sehr stark voneinander abweichen und sie daher in der Nähe des Mittelwertes aller Ränge

$$\bar{r} = \frac{1}{n} (r_{11} + \dots + r_{1n_1} + \dots + r_{k1} + \dots + r_{kn_k}) \quad (2.2)$$

liegen, kann davon ausgegangen werden, dass die Nullhypothese zutrifft. Weiterhin „kann man davon ausgehen, dass die Quadrate $\left(\bar{r}_1 - \frac{n+1}{2}\right)^2, \dots, \left(\bar{r}_k - \frac{n+1}{2}\right)^2$ klein sein werden“ [Lehn/Wegmann 2000, S. 179]. Andernfalls muss die Nullhypothese abgelehnt werden. In diesem Fall sind die Abweichungen zwischen den Mittelwerten der Ränge stark bzw. liegen sie deutlich über oder unter dem Mittelwert aller Ränge und einige der

Quadrate sind deutlich größer. Um die Ablehnung der Nullhypothese zu überprüfen, wird eine Prüfgröße K nach folgender Formel berechnet:

$$K(x_{11}, \dots, x_{1n_1}, \dots, x_{k1}, \dots, x_{kn_k}) = \frac{12}{n(n+1)} \sum_{i=1}^k n_i \left(\bar{r}_i - \frac{n+1}{2} \right)^2 \quad (2.3)$$

mit k Gruppen und jeweils n_i Rängen innerhalb der Gruppe. n ist die Gesamtanzahl der Ränge. Durch den Normierungsfaktor $\frac{12}{n(n+1)}$ und durch die Gewichte n_i „in der gewichteten Summe der Abweichungsquadrate“ [Lehn/Wegmann 2000, S. 179] wird unter der Nullhypothese eine annähernde χ^2 -Verteilung der Testgröße K erreicht.

Sofern diese Prüfgröße eine kritische Schranke s (mit $P_{H_0}(K > s) \leq \alpha$) übersteigt, kann die Nullhypothese abgelehnt und die Alternativhypothese angenommen werden. Um diese kritische Schranke festzulegen, verwendet man eine Näherungsverteilung, die im Falle „des Kruskal-Wallis-Tests die χ^2 -Verteilung“ [Lehn/Wegmann 2000, S. 180] ist. Daraus erhält man „das $(1 - \alpha)$ -Quantil $\chi_{k-1;1-\alpha}^2$ der χ^2 -Verteilung mit $k - 1$ Freiheitsgraden, also

$$s \approx \chi_{k-1;1-\alpha}^2 \quad (2.4)$$

[Lehn/Wegmann 2000, S. 180].

3 Ergebnisse

Im Folgenden soll die Auswertung der aufgenommenen Daten dieser Studie für die Analyse der Patientenstrahlungsdosis bei der Anwendung von mobilen Durchleuchtungsanlagen im Operationsbereich einer Klinik dargestellt werden.

Dabei soll zuallererst nochmals auf den Abgleich der mobilen Durchleuchtungsanlagen eingegangen werden, der bereits in Kapitel 2.2.1 beschrieben wurde und die Ergebnisse dessen vorgestellt werden, da diese eine wichtige Voraussetzung für die Durchführung und die Auswertung der Studie darstellen.

Bereits aus den insgesamt betrachteten Operationsfällen können Erkenntnisse gewonnen werden, denen sich schwerpunktmäßig der erste Abschnitt der Auswertungen von den im Klinikalltag aufgenommenen Daten widmet. Daran schließen sich die Auswertungen der einzelnen Operationsschritte von den beobachteten Operationen, der Patientendaten und eine Betrachtung der Spezifikationen an den mobilen Durchleuchtungsgeräten an.

Bei der Datenaufnahme wurden sowohl die quantitativen Merkmale (Dosisflächenprodukt, Durchleuchtungszeit), als auch die qualitativen Merkmale bzw. Faktoren aufgenommen, die die quantitativen Merkmale möglicherweise beeinflussen. Insbesondere wird der Einfluss des Operateurs auf die Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit untersucht. Im Zusammenhang mit der Betrachtung der mobilen Durchleuchtungsanlagen schließen sich daran die Analysen der gepulsten Durchleuchtung und der Funktion „Adipöser Patient“ an, in welcher Hinsicht eine Beeinflussung der quantitativen Merkmale besteht, da sich hier potenzielle Möglichkeiten zur Strahlungsdosisreduktion verbergen.

3.1 Abgleich der mobilen Durchleuchtungsanlagen

3.1.1 Abgleich der vier Geräte untereinander anhand der Strahlungsdosisleistung

Zu Beginn des Abgleichs der vier mobilen Durchleuchtungsanlagen für diese Studie (siehe Kapitel 2.2.1) wurden Referenzwerte gemessen, die als Vorlage für die anderen drei Geräte dienten (Tabelle 4). Anschließend erfolgte die Justierung und Überprüfung der übrigen drei Geräte auf die Referenzwerte.

Tabelle 4: Gemessene Referenzwerte des Ziehm Vision Vario 3D (90133) und Messwerte nach der Justierung der übrigen drei mobilen Durchleuchtungsgeräte

Durchleuchtungsmodus „Gepulste Durchleuchtung“³⁰				
<i>Organprogramm</i>	<i>Dosisleistung [$\mu\text{Gy/s}$]</i>			
	<i>Referenzgerät (90133)</i>	<i>Gerät 2 (90008)</i>	<i>Gerät 3 (90057)</i>	<i>Gerät 4 (9576)</i>
Skelett	0,69	0,70	0,69	0,70
Abdomen	0,69	0,69	0,68	0,70
Herz	0,70	0,69	0,68	0,69
Soft	0,69	0,68	0,68	0,69

Durchleuchtungsmodus „HQ Cine“				
<i>Organprogramm</i>	<i>Dosisleistung [$\mu\text{Gy/s}$]</i>			
	<i>Referenzgerät (90133)</i>	<i>Gerät 2 (90008)</i>	<i>Gerät 3 (90057)</i>	<i>Gerät 4 (9576)</i>
Skelett	1,56	1,52	1,52	1,56
Abdomen	1,51	1,49	1,49	1,50
Herz	1,02	1,01	1,01	1,01
Soft	1,01	0,98	0,98	0,99

Anhand von Tabelle 4 ist erkennbar, dass die Kalibrierung erfolgreich verlaufen ist. Nach Prüfung der Geräte konnte weiterhin festgestellt werden, dass die Messwerte der Dosisleistung in dem jeweiligen Programm und Durchleuchtungsmodus mit denen, die bei dem Gerät „Ziehm Vision FD Vario 3D“ gemessen wurden, übereinstimmen (vgl. Anhang C, Teilabnahmeprotokolle). Eine geringfügige Abweichung wurde dabei toleriert.

³⁰ In den Teilabnahmeprotokollen der Geräte wurde dieser Durchleuchtungsmodus mit Fluoro bezeichnet (vgl. Anhang C).

3.1.2 Überprüfung des berechneten Dosisflächenproduktes bzw. des Dosisflächenproduktmessgerätes

Die Bedingungen und die Durchführung der Überprüfung bzw. Kalibrierung der Dosisflächenproduktbestimmung an den vier Geräten wurden in Kapitel 2.2.1 beschrieben. Eine zu Beginn vorgenommene Funktionskontrolle des Dosisflächenproduktmessgerätes bzw. der Berechnungseinheit ergab bei allen vier Geräten keine Mängel.

Aus dem Vergleich der Überprüfungswerte mit den Referenzwerten ergab sich hingegen, dass unterschiedlich starke Abweichungen zwischen den Dosisflächenproduktanzeigen bestanden. Nach erfolgreicher Kalibrierung sind die Abweichungen zwischen den Geräten jedoch sehr gering (Tabelle 5).

Tabelle 5: Vergleich der Dosisflächenproduktanzeigen von C-Bogen und Messgerät Solidose 300 nach der Kalibrierung

	<i>Referenzgerät (90133)</i>	<i>Gerät 2 (90008)</i>	<i>Gerät 3 (90057)</i>	<i>Gerät 4 (9576)</i>
Dosisflächenprodukt aus Bestimmung mit Messgerät Solidose 300 [$\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$]	6,98	6,97	7,08	7,47
Anzeige des zu prüfenden Dosisflächenproduktmessgerätes [$\text{cGy} \cdot \text{cm}^2$]	7,0	6,9	7,0	7,5
Anzeigefehler [%]	0,3	1,0	1,0	0,4

Wie die untere Zeile der Tabelle 5 zeigt, liegt der Anzeigefehler der mobilen Durchleuchtungsanlagen deutlich unter 30 %. Dadurch besteht nur ein sehr geringer Fehler der Anzeigen an den Durchleuchtungsgeräten nach der Kalibrierung und es ist daher unbedeutend, welche der vier mobilen Durchleuchtungsanlagen für die Studie verwendet wird.

3.2 Auswertung der aufgenommenen Daten

Die Summenmesswerte der Operationen und die Messdaten der Operationsschritte wurden in zwei Datenvolumina aufgeteilt und in der Auswertung getrennt betrachtet. Eine Aufteilung dieser Art wird als sinnvoll erachtet, da die Operationsschritte die Operationen untergliedern und eine untergeordnete eigene Ebene bilden.

Insgesamt wurden 85 *Operationen* an der Lendenwirbelsäule über einen Zeitraum von fünf Monaten begleitet, um Erkenntnisse über die Strahlungsdosis bei Durchleuchtungen am Patienten zu erlangen. Am häufigsten von den in Kapitel 2.2.2 beschriebenen Operationstypen wurden in dieser Zeit die Dorsale Fusion, die Ventrodorsale Fusion und die Kyphoplastie beobachtet (Abbildung 22). Seltener wurde während der Beobachtungen für diese Studie eine Ventrale Fusion dokumentiert. Eine Minderheit bilden die Operationstypen Bandscheibenprothese, Ventrolaterale Fusion, Transcorporale ventrale Fusion mit Cage und Spinale Dekompression.

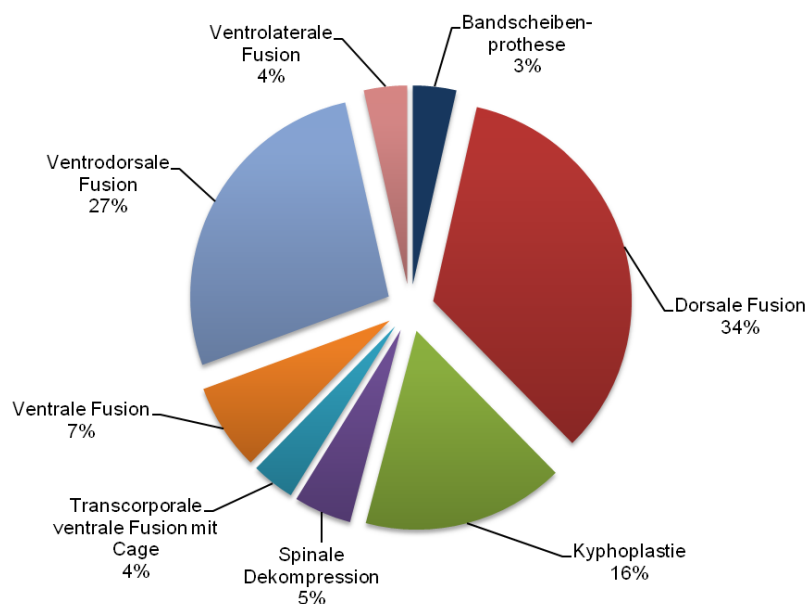


Abbildung 22: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der 85 begleiteten Operationen

Dass eine Kyphoplastie mit durchschnittlich 36 min Schnitt-Naht-Zeit der kürzeste von den erfassten Eingriffen ist, zeigt die Abbildung 23. Die Spinale Dekompression dauert im Schnitt ca. eine Stunde. Im Gegensatz dazu dauern alle übrigen chirurgischen Eingriffe wesentlich länger. Anhand von Abbildung 23 wird ebenfalls deutlich, dass mit

durchschnittlich 217 min die Ventrodorsale Fusion am längsten dauert, da sie gewissermaßen zwei Operationsmethoden vereint: die Ventrale und die Dorsale Fusion.

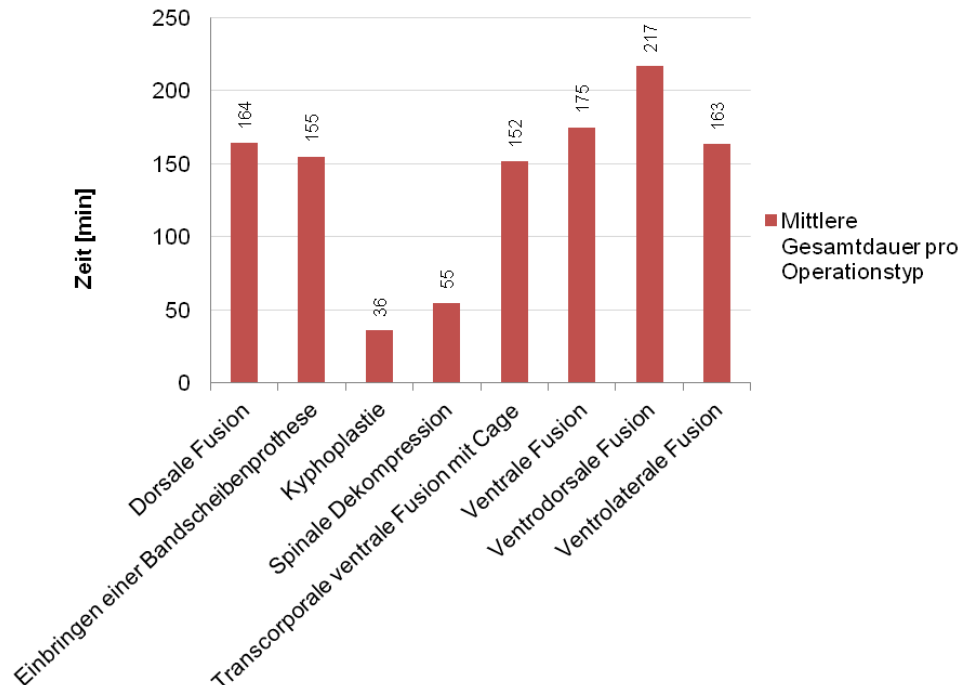


Abbildung 23: Mittlere Gesamtdauer der jeweiligen Operationsmethode

Wie bereits erwähnt, wurden für jede Operation das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit über den gesamten Eingriff erfasst. Zunächst wurde dieses entstandene Datenvolumen nach den Operationsmethoden sortiert. Anschließend erfolgte die Berechnung der arithmetischen Mittel für jede Messgröße und Art der Operation. Anhand Abbildung 24 wird überblicksartig erkennbar, wie viel Strahlungsdosis und Durchleuchtungszeit durchschnittlich für eine Operation des jeweiligen Typs benötigt wurde. In Tabelle 6 befinden sich die zugehörigen Varianzen sowie die Minima und Maxima der beiden Messgrößen für den jeweiligen Operationstyp. Die berechneten Werte dienen lediglich dem Überblick und sind nicht als feste Standardwerte zu sehen, da viele Nebenbedingungen beachtet werden müssten, die in diesem Fall als einheitlich angenommen wurden. Dennoch spiegeln diese Werte die für diese Operationsverfahren notwendigen Strahlungsdosen bzw. Durchleuchtungszeiten wider.

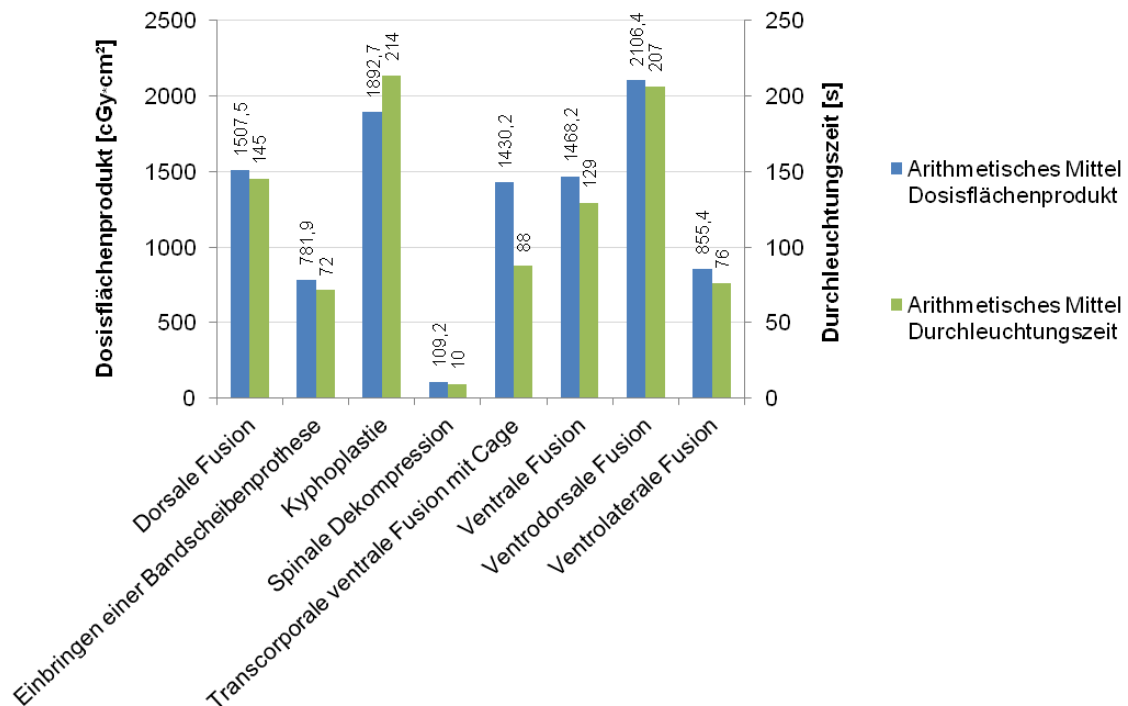


Abbildung 24: Arithmetische Mittel der qualitativen Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit für den jeweiligen Operationstyp

Die höchste Strahlungsdosis wurde für die zwei Operationsmethoden vereinende Ventrodorsale Fusion benötigt, die auch die höchste Standardabweichung hat. Ähnlich viel wurde bei der Kyphoplastie benötigt, die Standardabweichung ist aber niedriger. Im Unterschied dazu wird bei der Spinalen Dekompression im Durchschnitt am kürzesten durchleuchtet. Dadurch wird auch die niedrigste Strahlungsdosis erreicht.

Tabelle 6: Minimum und Maximum der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit für den jeweiligen Operationstyp sowie die Standardabweichung der jeweiligen Messwerte

Operationstyp	Dosisflächenprodukt [cGy · cm ²]			Durchleuchtungszeit [s]		
	Minimum	Maximum	Standard-abweichung	Minimum	Maximum	Standard-abweichung
Bandscheibenprothese	659,3	882,5	113,2	64	79	7,5
Dorsale Fusion	99,3	4456,0	1075,0	9	394	97,3
Kyphoplastie	635,9	3614,3	933,9	84	532	136,6
Spinale Dekompression	12,1	303,4	131,9	1	26	11,2
Transcorporale ventrale Fusion mit Cage	573,0	2423,8	932,9	54	141	46,7
Ventrale Fusion	382,2	2738,2	961,2	40	239	83,1
Ventrodorsale Fusion	516,5	5224,1	1160,8	60	413	96,2
Ventrolaterale Fusion	627,6	1181,7	289,9	58	99	20,8

Außerdem ist in Abbildung 24 durch die entsprechende Skalierung der Durchleuchtungszeit erkennbar, dass eine Abhängigkeit zwischen dem Dosisflächenprodukt und der Durchleuchtungszeit besteht. Zur exakteren Untersuchung, ob ein korrelativer Zusammenhang zwischen den beiden Messwerten besteht, wurde ein Streudiagramm (Abbildung 25) aus den Gesamtmesswerten der Operationen erstellt.

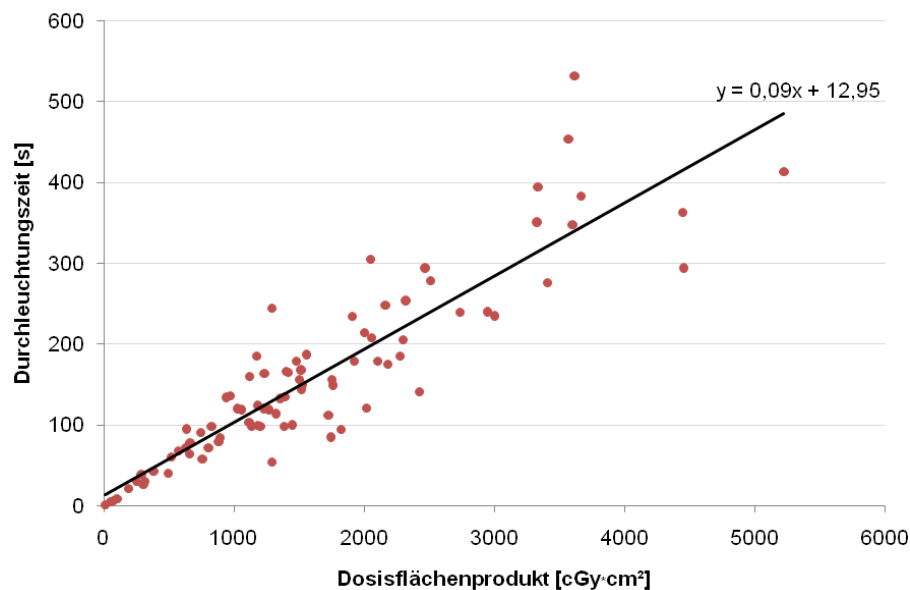


Abbildung 25: Streudiagramm der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit aus den Gesamtmesswerten der Operationen

Die Punktwolke verweist auf einen Trend: je länger die Durchleuchtungszeit desto größer ist das Dosisflächenprodukt, obwohl auch einige starke Ausreißer bzw. Extremwerte erkennbar sind. Anhand der Regressionsgerade wird dieser Zusammenhang verdeutlicht. Der Korrelationskoeffizient nach Pearson³¹ beträgt dabei $\rho_{XY} = 0,901$.

Für die Operationen sind bestimmte *Operationsschritte* notwendig, wie in Kapitel 2.2.2 bereits erwähnt wurde. Es wurden nur die Operationsschritte erfasst, bei denen eine Röntgendurchleuchtung zur Anwendung kam, da diese für die vorliegende Studie von Interesse sind.

³¹ siehe Storm 1995, S. 84

Insgesamt wurden 872 Operationsschritte erfasst. In Abbildung 26 ist die prozentuale Häufigkeitsverteilung des erfassten Datenvolumens der Operationsschritte aller Operationstypen zusammen dargestellt.

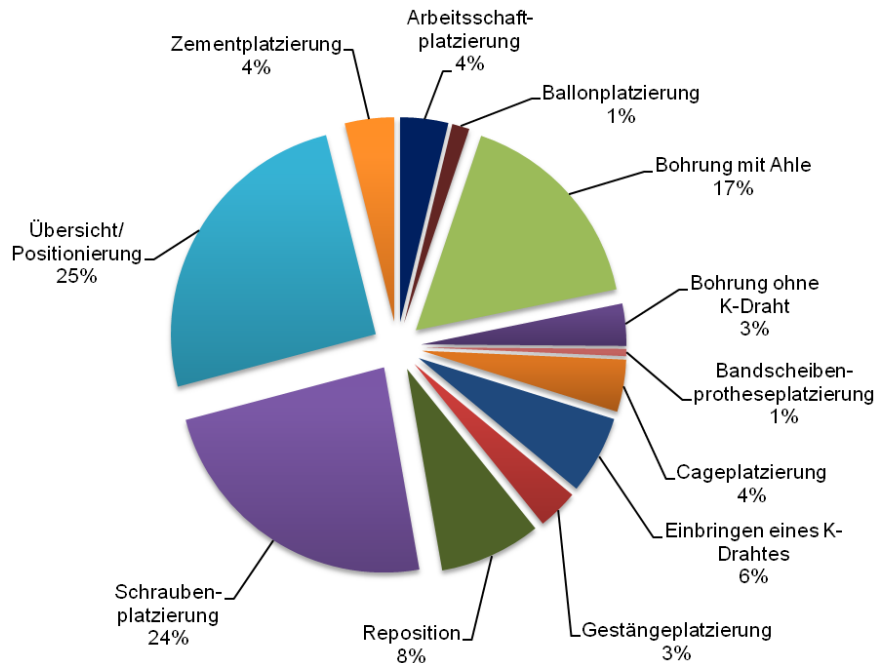


Abbildung 26: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der erfassten Operationsschritte

Zur Auswertung dieser Operationsschritte wurden zunächst die arithmetischen Mittel der Messwerte Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit bestimmt und in Abbildung 27 zur Darstellung gebracht, um einen Überblick zu erhalten, welche Strahlungsdosis bzw. Zeit zur Durchleuchtung bei dem jeweiligen Operationsschritt benötigt wird. Aufgrund von veränderbaren Geräteparametern wurden jedoch nur die Messwerte zur Auswertung herangezogen, bei denen diese Einstellparameter einheitlich sind. Für eine beispielhafte Ergebnisdarstellung wurden die Daten aufgrund einer größeren Häufigkeit an Messwerten ausgewertet, die bei einer Pulsfrequenz von 25 Pulsen/s, bei deaktivierter Funktion „Adipöser Patient“ und bei lateraler Durchleuchtungsrichtung aufgenommen wurden. Die Wahl des mobilen Durchleuchtungsgerätes ist dabei aufgrund des Abgleichs der Geräte (vgl. Kapitel 2.2.1) nicht entscheidend. Auch der zugehörige Operationstyp hat keinen Einfluss auf die Messwerte, da der jeweilige Operationsschritt unabhängig vom Operationstyp immer nach demselben Schema abläuft. Im

Gegensatz dazu hat der Patient einen Einfluss auf die Messwerte, der jedoch aufgrund der großen Bandbreite an Eigenschaften nicht eliminiert werden kann.

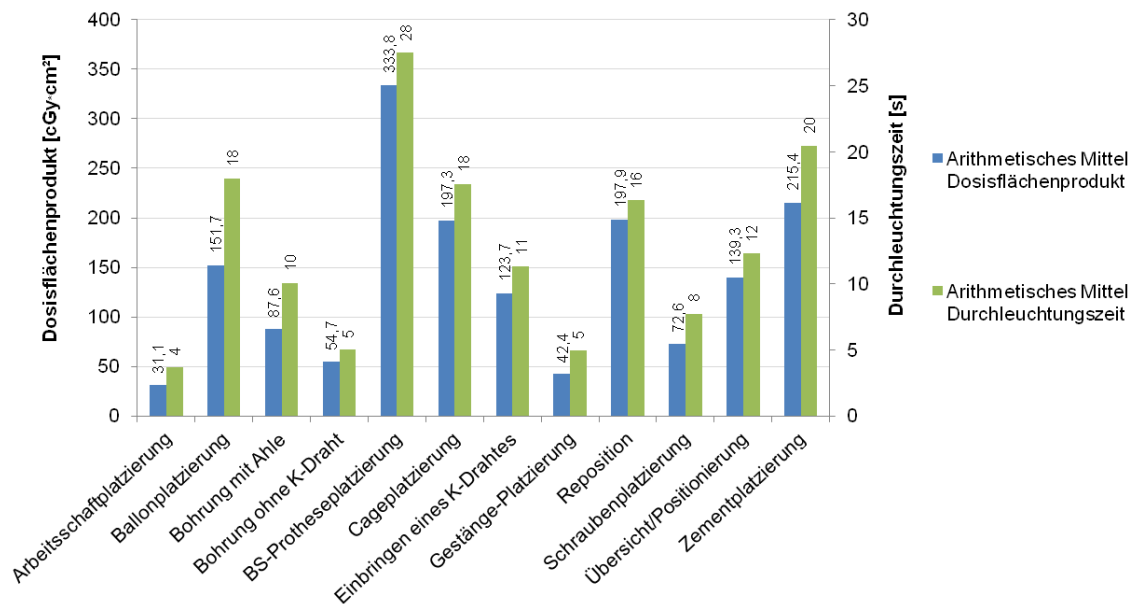


Abbildung 27: Arithmetische Mittel der beiden Messgrößen Dosismflächenprodukt und Durchleuchtungszeit für den jeweiligen Operationsschritt

Abbildung 27 zeigt, dass für die Platzierung von Implantaten wie einer Bandscheibenprothese oder eines Cages im Unterschied zu den anderen Operationsschritten durchschnittlich sehr lang durchleuchtet wird und demzufolge hohe Strahlungsdosen erreicht werden. Ebenso wird bei den Operationsschritten Zement- und Ballonplatzierung der Kyphoplastie eine hohe Strahlungsdosis durch lange Durchleuchtungszeiten erreicht. Für die Platzierung einer Pedikelschraube wird im Verhältnis zu den anderen Operationsschritten wenig Dosismflächenprodukt bzw. Durchleuchtungszeit benötigt.

Um Beziehungen zwischen den *Patienten*, an denen die chirurgischen Eingriffe vorgenommen wurden, und den Messwerten herstellen zu können, erfolgte die Aufnahme von patientenspezifischen Merkmalen. Personenbezogene Daten wurden aufgrund des Datenschutzes nicht erfasst. Zu den drei erfassten Merkmalen, die einen Patienten charakterisieren, gehören das Alter, die Größe und das Gewicht.

Anzumerken ist außerdem, dass in den 85 Fällen manche Patienten mehrfach enthalten sind, da mehrere Operationen an den jeweiligen Patienten im Studienzeitraum

durchgeführt wurden und daher nur 80 verschiedene patientenbezogene Daten aufgenommen wurden.

Die folgenden beiden Diagramme (Abbildung 28 und Abbildung 29) geben einen Überblick über die Verteilung dieser Merkmale. Die Altersstruktur der Patienten ist in Abbildung 28 dargestellt.

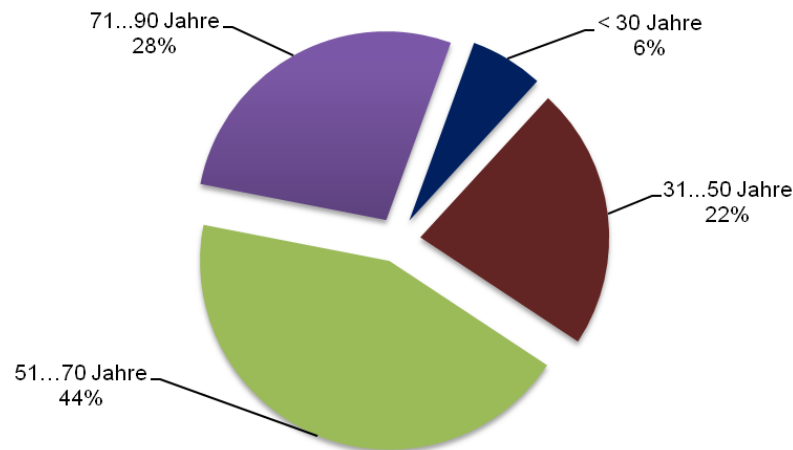


Abbildung 28: Altersstruktur der Patienten

Außerdem wurden das Gewicht und die Größe des Patienten festgehalten, um beurteilen zu können, ob das Gewicht im Verhältnis zur Körpergröße beim Patienten der Norm entspricht oder abweicht. Diese Feststellung ist für die Untersuchung der Funktion „Adipöser Patient“ bedeutsam. Als Hilfsmittel wurde der in der Medizin allgemein anerkannte Body Mass Index (BMI) verwendet, der es ermöglicht, die Körperfettmasse zu berechnen und anhand dessen eine Aussage über die mögliche Übergewichtigkeit eines Patienten zu treffen. Der auch als Gewicht-Längen-Index bezeichnete BMI, wird wie folgt berechnet [Wirth 2000, S. 6]:

$$BMI = \frac{m_K}{l_K^2} \quad (3.1)$$

wobei m_K das Körpergewicht in kg und l_K die Körpergröße in m ist. Laut Wirth wurden acht Gewichtsklassen nach dem BMI definiert [Wirth 2000]. Für die Untersuchungen in dieser Studie erfolgte allerdings der Übersichtlichkeit wegen eine Zusammenfassung der Adipositas in eine Gruppe, sodass vier Klassen definiert werden, wie in Tabelle 7 dargestellt ist.

Tabelle 7: Gewichtsklassifikation nach dem Body Mass Index [Wirth 2000, S. 6]

Klassifikation	BMI [kg/m^2]
Untergewicht	$< 18,5$
Normalgewicht	$18,5 \dots 25$
Übergewicht	$25,1 \dots 30$
Adipositas	> 30

Auf der Basis dieser Kategorisierung wurden nun die erfassten Patientendaten analysiert und zur grafischen Darstellung (Abbildung 29) gebracht.

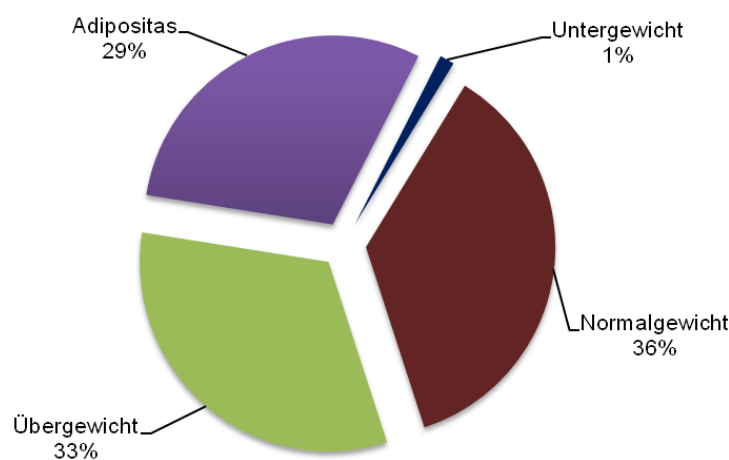


Abbildung 29: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der Patienten nach dem Body Mass Index (BMI)

Die Abbildung 29 zeigt, dass über die Hälfte der in dieser Studie untersuchten Patienten (62 %) übergewichtig waren und 36 % der Patienten ein normales Gewicht hatten.

In Kapitel 2.1 wurde bereits anhand von Tabelle 1 geschildert, dass insgesamt vier *mobile Durchleuchtungsanlagen* vom Typ „Ziehm Vision FD“ untersucht wurden. Allerdings ist die Nutzungshäufigkeit des jeweiligen Gerätes für Operationen im Lendenwirbelsäulenbereich im Rahmen dieser Studie sehr verschieden. Zwei Geräte wurden in den meisten Operationen dieser Studie verwendet: die Durchleuchtungsanlagen mit den Seriennummern 90057 (45,9 % aller Operationen) und 90008 (40 %). Eher selten für die in dieser Studie begleiteten Operationen wurden die beiden übrigen Geräte genutzt (90133: 8,2 % und 9576: 5,9 %). Eine Zuordnung zu den Operationsmethoden war nicht erkennbar; die Auswahl der Geräte erfolgte rein zufällig.

Bei allen Anwendungen dieser vier Geräte wurde in jedem Fall das Organprogramm „Skelett“ verwendet, da alle Operationen an der Wirbelsäule als Teil des Skeletts vorgenommen wurden.

Um eine konkrete Aussage über die angewandte Durchleuchtungsrichtung treffen zu können, sind die Daten der gesamten Operation ungeeignet, da die Durchleuchtungsrichtung während einer Operation häufig gewechselt wurde. Deshalb wurde oft die Angabe „a.-p.+lateral“ notiert. Dass ausschließlich eine Richtung angewandt wurde, erfolgte in 22,4 % der 85 Fälle (Richtung lateral: 20,0 % und anterior-posterior: 2,4 %).

Im Gegensatz dazu ist die Erfassung der Durchleuchtungsrichtung bei jedem Operationsschritt wesentlich aussagekräftiger. Bei einzelnen Operationsschritten wurde zwar auch die Richtung der Durchleuchtung gewechselt, doch der Anteil ist wesentlich geringer (115 von 872 Operationsschritten). Die Abbildung 30 zeigt die prozentuale Häufigkeitsverteilung, wie oft welche Durchleuchtungsrichtung angewandt wurde.

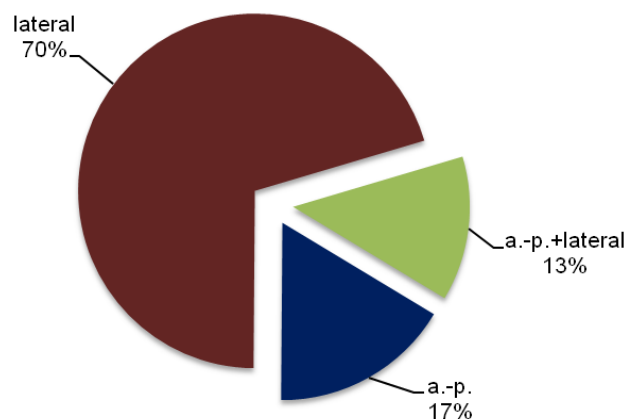


Abbildung 30: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der Verwendung von Durchleuchtungsrichtungen

Anhand von Abbildung 30 ist erkennbar, dass mit 70 % (613 Operationsschritte) die laterale Durchleuchtungsrichtung am häufigsten verwendet wurde. Hingegen wurde die anteriore-posteriore (a.-p.) Durchleuchtungsrichtung seltener angewendet.

3.2.1 Einflussnahme des Operators

Die in der Studie begleiteten Operateure wurden bereits im Kapitel 2.2.3 in einer Übersicht erwähnt. Insgesamt wurden alle in dieser Studie begleiteten Operationen von 15 Ärzten aus drei verschiedenen Fachgebieten untersucht. Sieben Ärzte gehörten dem Fachgebiet für Rückenmarkverletzungen sowie je vier Ärzte der Neurochirurgie und der Unfallchirurgie an.

Die Anzahl der durchgeführten Operationen des jeweiligen Arztes, die für diese Studie Beobachtungsdaten lieferten, ist stark differenziert. Abbildung 31 gibt einen Überblick, wie viele Operationen unabhängig von welcher Methode der jeweilige Chirurg im Rahmen dieser Studie durchgeführt hat.

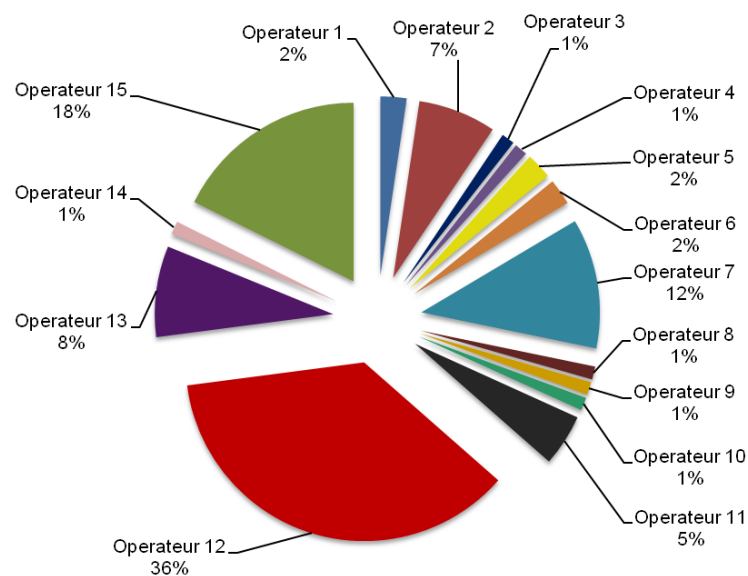


Abbildung 31: Prozentuale Häufigkeitsverteilung der Operationen des jeweiligen Operators

Dass beim Operateur 12 von der Neurochirurgie ein reichliches Drittel aller begleiteten Operationen und damit die meisten Operationen beobachtet wurden, zeigt Abbildung 31. Einen weiteren großen Anteil von den Operationen führten die Operateure 15, 7 und 2 vom Zentrum für Rückenmarkverletzte, sowie Operateur 13 von der Unfallchirurgie durch.

Abbildung 32 stellt mithilfe der prozentualen Häufigkeitsverteilung dar, welche Anzahl an Operationsschritten bei den 15 Chirurgen im Rahmen dieser Studie aufgenommen wurde.

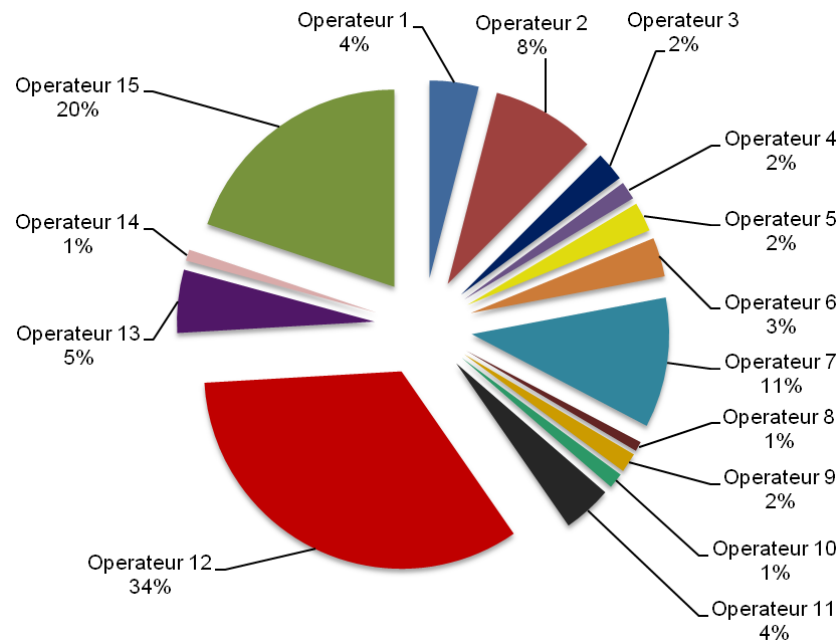


Abbildung 32: Prozentuale Häufigkeitsverteilung aller Operationsschritte des jeweiligen Operators

Beim Vergleich von Abbildung 32 mit Abbildung 31 fällt auf, dass die beiden Häufigkeitsverteilungen annähernd ähnlich sind, da jede Operation im Durchschnitt dieselbe Anzahl an Operationsschritten hatte. Operateur 12 hat die meisten Operationen und dementsprechend die meisten Operationsschritte im Rahmen der Studie durchgeführt.

Anhand von Abbildung 27 wurde bereits gezeigt, wie viel Durchleuchtungszeit bzw. Strahlungsdosis durchschnittlich für den jeweiligen Operationsschritt benötigt wurde. Dabei nutzte allerdings jeder Operateur je nach Erfahrung unterschiedlich häufig und unterschiedlich lang die Kontrolle mithilfe der Röntgendurchleuchtung. Dementsprechend verschieden hoch waren das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit. Abbildung 33 und Abbildung 34 zeigen beispielhaft für die Schraubenplatzierung und die Bohrung mit Ahle, wie viel Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit der jeweilige Operateur im Mittel für den jeweiligen Operationsschritt benötigte. Für die Auswertung der Daten wurde die Schraubenplatzierung ausgewählt, da hierfür neben der Übersicht/Positionierung die meisten Messwerte vorliegen (Abbildung 26). Die Auswertung der Übersicht/Positionierung ist aufgrund der hohen Streubreite der Messwerte problematisch, da dieser Operationsschritt Messwerte von sowohl kurzen Kontrolldurchleuchtungen von wenigen Sekunden (z.B. in einer anderen

Durchleuchtungsrichtung), als auch von langen Durchleuchtungen am Anfang einer Operation zur richtigen Positionierung des Patienten enthält. Gleichzeitig ist die Schraubenplatzierung von größerem Interesse als die Übersicht/Positionierung, da bei diesem Schritt Implantate eingebracht werden. Eine Bohrung mit einer Ahle wurde meistens vor der Schraubenplatzierung ausgeführt und deshalb in die Auswertungen einbezogen. Beide Operationsschritte sind unabhängig von der Operationsmethode, d.h. diese Schritte wurden bei jeder Operationsmethode, in der sie zur Anwendung kamen (vgl. Anhang A), gleich ausgeführt. Die Auswertung wurde auch hier auf die Messwerte beschränkt, die bei lateraler Durchleuchtungsrichtung, deaktivierter Funktion „Adipöser Patient“ und bei einer Pulsfrequenz von 25 Pulsen/s gemessen wurden. Tabelle 8 zeigt die Anzahl der für die Auswertungen vorliegenden Messwerte.

Tabelle 8: Anzahl der Messwerte beispielhaft für die zwei Operationsschritte „Schraubenplatzierung“ und „Bohrung mit Ahle“ für den jeweiligen Operateur

<i>Operateur</i>	<i>Anzahl der Messwerte</i>	
	<i>Schraubenplatzierung</i>	<i>Bohrung mit Ahle</i>
1	3	2
2	6	6
3	6	6
6	8	-
7	14	6
9	4	4
10	4	4
11	3	4
12	45	6
15	7	8

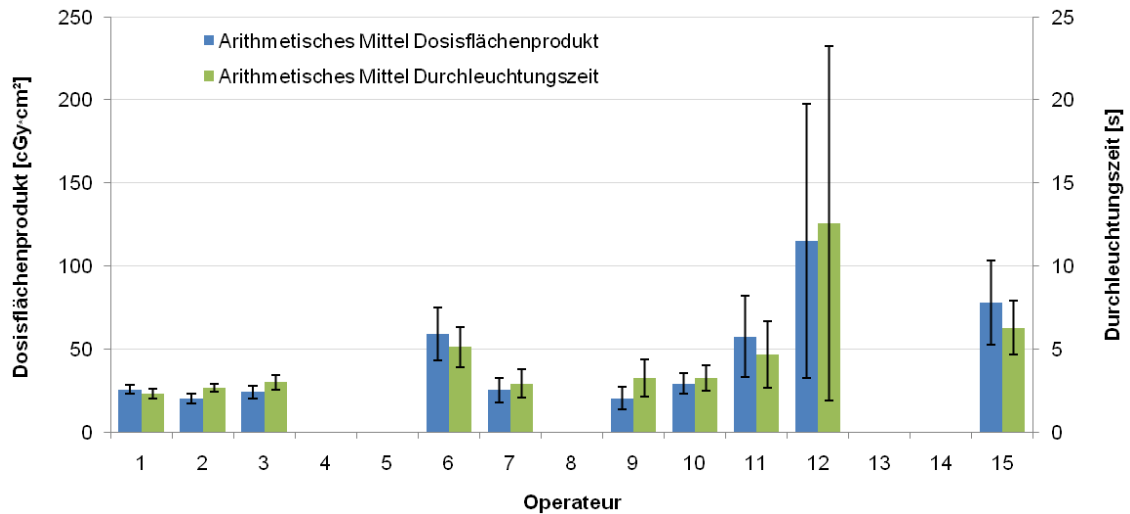


Abbildung 33: Arithmetische Mittel und Standardabweichungen der Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit des Operationsschrittes „Schraubenplatzierung“ für den jeweiligen Operateur

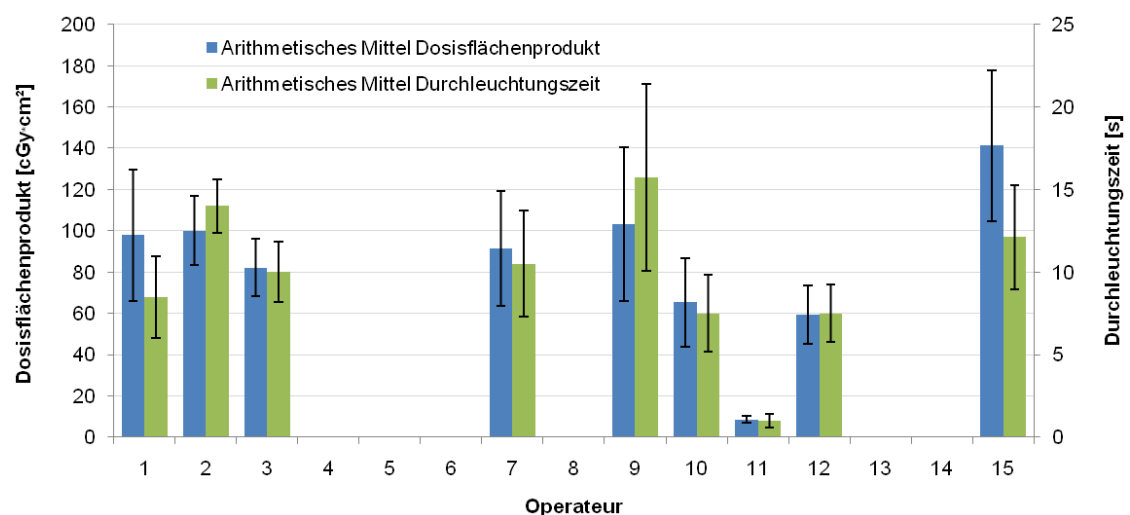


Abbildung 34: Arithmetische Mittel und Standardabweichungen der Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit des Operationsschrittes „Bohrung mit Ahle“ für den jeweiligen Operateur

Für die Platzierung einer Pedikelschraube benötigte Operateur 12 im Vergleich zu den anderen Operateuren durchschnittlich die längste Durchleuchtungszeit und erreichte im Mittel die höchste Strahlungsdosis. Operateur 7 hingegen erreichte durchschnittlich ein niedrigeres Dosisflächenprodukt bei kürzerer Durchleuchtungszeit (Abbildung 33). Anhand der in Abbildung 33 dargestellten Standardabweichung wird deutlich, dass der Operateur 7 bei jeder Schraubenplatzierung ähnlich handelte. Im Gegensatz dazu

variieren die Messwerte bei Operateur 12³² sehr stark. Die arithmetischen Mittel und Standardabweichungen von Operateur 12 liegen deutlich über den Mittelwerten und Standardabweichungen der übrigen Operateure. Bis auf Operateur 12 und 15 liegen bei den übrigen Operateuren die arithmetischen Mittel und die zugehörigen Standardabweichungen nahe beieinander. Von Operateur 15 sind die arithmetischen Mittel und die zugehörigen Standardabweichungen zwar geringer als die Werte von Operateur 12, dennoch liegen sie über den Werten der übrigen Operateure.

Die Ergebnisdarstellung der Berechnung von Mittelwert und Standardabweichung für den Operationsschritt „Bohrung mit Ahle“ zeigt ein gänzlich anderes Bild (Abbildung 34). Bei Durchführung dieses Operationsschrittes erreichte Operateur 12 im Unterschied zu einer Schraubenplatzierung durchschnittlich deutlich weniger Dosisflächenprodukt bzw. Durchleuchtungszeit als andere Operateure. Selbst die Mittelwerte bzw. Standardabweichungen von Operateur 7 liegen höher. Bei den Operateuren 1, 2, 3, 7 und 9 liegen die Mittelwerte und Standardabweichungen ebenfalls nahe beieinander. Operateur 15 hingegen erreichte im Durchschnitt bei Bohrungen mit einer Ahle das höchste Dosisflächenprodukt bzw. eine höhere Durchleuchtungszeit im Unterschied zu den anderen Operateuren; bei einer Schraubenplatzierung erreichte er ebenfalls im Mittel hohe Werte. Die Mittelwerte bzw. Standardabweichungen von Operateur 11 liegen deutlich unter den Mittelwerten oder Standardabweichungen der übrigen Operateure.

Die Operateure, bei denen keine Balken in den beiden Diagrammen (Abbildung 33 und Abbildung 34) eingezeichnet sind, haben diesen Operationsschritt im Rahmen der Studie nicht oder mit anderen Geräteparametern (z.B. einer anderen Pulsfrequenz) ausgeführt.

Abbildung 33 und Abbildung 34 zeigen beispielhaft für zwei Operationsschritte, dass beide Messgrößen, das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit, vom Operateur abhängen. Die Abhängigkeit ist vor allem beim Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ sowohl an den Mittelwerten beider Messgrößen als auch an den sich zwischen den Operateuren teilweise wenig überschneidenden Standardabweichungen

³² Bei der Messreihe von Operateur 12 wurde ein Extremwert von $981,9 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ mit 140 s von der Berechnung ausgeschlossen, um eine Verzerrung des arithmetischen Mittels und der Standardabweichung zu vermeiden. Der Extremwert wurde durch Schwierigkeiten beim Einbringen der Pedikelschraube, insbesondere bei deren Positionierung, erreicht.

erkennbar. Besonders beim Vergleich zwischen Operateur 12 und den übrigen Chirurgen sowie beim Betrachten der Standardabweichung von Operateur 12 fällt auf, dass das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit stark vom Handeln des jeweiligen Chirurgen abhängen. Außerdem zeigt der Vergleich zwischen beiden Operationsschritten beim Operateur 12 die Individualität des Chirurgen in seinem Handeln. Mit zu bedenken ist allerdings ebenso der Einfluss der Anatomie des Patienten auf die Messwerte.

Beim Operationsschritt „Bohrung mit Ahle“ ist die Differenz zwischen den arithmetischen Mitteln beider Messgrößen von den Operateuren geringer im Vergleich zu den Schraubenplatzierungen. Auch die zugehörigen Standardabweichungen überschneiden sich stärker. Eine Abhängigkeit zwischen den beiden Messgrößen und dem Operateur wäre weniger zu vermuten. Jedoch Operateure 10, 11 und 12 zeigen, dass geringere Strahlungsdosis bzw. Durchleuchtungszeit erreichbar ist und der Chirurg einen Einfluss auf die Verringerung der Strahlungsdosis haben kann.

Gerade aufgrund der gegensätzlichen Extreme – hohe und niedrige Mittelwerte – sowie durch sich teilweise wenig überschneidende Standardabweichungen zwischen den Operateuren bei beiden Operationsschritten wird die Vermutung einer Beeinflussung der beiden Messgrößen durch den Operateur bestärkt.

Eine Überprüfung für die übrigen Operationsschritte ist aufgrund der geringen Datenvolumina dieser Schritte problematisch. Vermutlich ist ebenfalls eine Beeinflussung der Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit durch den Operateur bei den übrigen Operationsschritten feststellbar. Beispielsweise hat Operateur 12 bei allen Operationsschritten im Vergleich zu anderen Operateuren durchschnittlich länger durchleuchtet, so zeigte es sich durch die Beobachtungen im Operationsbereich. Folglich ist das Kontrollbedürfnis mithilfe der Röntgendurchleuchtung während einer Operation vom jeweiligen Operateur ausschlaggebend für die Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit, unabhängig von der Art des Operationsschrittes.

Mithilfe des *Kruskal-Wallis-Tests* soll die Abhängigkeit der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit von den Operateuren beispielhaft anhand der beiden Operationsschritte „Schraubenplatzierung“ und „Bohrung mit Ahle“ näher untersucht werden. In Kapitel 2.4 wurden die Voraussetzungen und die Durchführung für den Kruskal-Wallis-Test beschrieben.

Die Zufallsvariablen werden als unabhängig und stetig verteilt angenommen, da jeder aufgenommene Wert für das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit jeweils einem einzigen Operationsschritt entstammt. Die Realisierungen der Zufallsvariablen liegen als Messwerte eingeteilt in 10 Gruppen³³ vor ($k = 10$), d.h. zehn Operateure können bezüglich ihres Einflusses auf die Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit untersucht werden, da nur für diese Operateure Messdaten vorhanden sind. Jede Gruppe bzw. jeder Operateur hat einen bestimmten Umfang an Messwerten n_i . Die entsprechende Messwertanzahl n_i für den jeweiligen Operationsschritt ist Tabelle 8 zu entnehmen.

In Anlehnung an das Zitat von Sachs im Kapitel 2.4 werden die Null- und die Alternativhypothese wie folgt formuliert:

H_0 : Die 10 Stichproben entstammen derselben Grundgesamtheit, d.h. die Verteilungsfunktionen der gruppierten Messdaten von den zehn Operateuren sind gleich.

H_1 : Mindestens zwei der Verteilungsfunktionen von den gruppierten Messwerten der zehn Operateure sind ungleich.

An die Formulierung der beiden Hypothesen schließt sich die Durchführung des Kruskal-Wallis-Tests für die beiden Operationsschritte „Schraubenplatzierung“ und „Bohrung mit Ahle“ an:

- aufsteigende Sortierung der Messwerte und Zuordnung von Rängen zu den Messwerten zuerst für die Messgröße Dosisflächenprodukt und anschließend für die Durchleuchtungszeiten,
- Einteilung der Messwerte in die 10 Gruppen (Sortierung nach Operateur),
- Berechnen des mittleren Ranges \bar{r}_i jeder Gruppe mithilfe der Formel (2.1) sowie von allen Rängen unter Verwendung der Formel (2.2) und Berechnung der Abweichungsquadrate $\left(\bar{r}_k - \frac{n+1}{2}\right)^2$,
- Berechnung der Testgröße K mithilfe von Formel (2.3) und Ablesen der kritischen Schranke s aus einer Tabelle der χ^2 -Verteilung und
- Betrachtung der Entscheidungsregel.

³³ Eine Gruppe entspricht der Messwertreihe eines Operateurs.

Ausschließlich an den Messwerten, die für die vorhergehenden Auswertungen in diesem Kapitel unter Beachtung der Nebenbedingungen (z.B. Pulsfrequenz) verwendet wurden, wurde der Kruskal-Wallis-Test durchgeführt. Die Ergebnisse dieses Kruskal-Wallis-Tests sind in Tabelle 9 zusammengefasst.

Tabelle 9: Ergebnisse des Kruskal-Wallis-Tests beispielhaft für die beiden Operationsschritte "Schraubenplatzierung" und "Bohrung mit Ahle"

Operationsschritt: Schraubenplatzierung					
Ope- rateur		Messgröße		Anzahl der Ränge	
		Dosisflächen- produkt	Durchleuch- tungszeit		
\bar{r}_i	1	32,3	13,3	3	
	2	22,2	21,5	6	
	3	28,8	29,2	6	
	6	61,9	52,9	8	
	7	30,4	29,8	14	
	9	24,5	34,0	4	
	10	37,3	37,8	4	
	11	52,0	45,0	3	
	12	62,8	65,9	45	
	15	71,1	68,3	7	
	\bar{r}	50,5	50,5		
	K	33,8	38,9		
	s	16,92 [Lehn/Wegmann 2000, S. 198]			
	Operationsschritt: Bohrung mit Ahle				
	\bar{r}_i	1	28,0	21,5	2
2		28,8	33,3	6	
3		23,0	25,3	6	
7		25,0	26,0	6	
9		27,0	29,5	4	
10		17,5	17,5	4	
11		2,5	2,5	4	
12		16,8	17,5	6	
15		34,4	28,4	8	
\bar{r}		23,5	23,5		
K		18,8	17,2		
s		15,51 [Lehn/Wegmann 2000, S. 198]			

Bereits an den Rangmittelwerten in Tabelle 9 ist der Einfluss des Operators auf die beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit zu erkennen, da die Rangmittelwerte stark voneinander abweichen. Beispielhaft sei für die Schraubenplatzierungen die Differenz der Rangmittelwerte zwischen Operateur 12 und

Operateur 2 genannt. Anhand dieser Rangmittelwerte beider Operateure ist auch erkennbar, dass die Rangmittelwerte von Operateur 12 deutlich oberhalb und die von Operateur 2 deutlich unterhalb des Mittelwertes aller Ränge liegen.

Ähnliches ist auch bei dem Operationsschritt „Bohrung mit Ahle“ zu erkennen: Zwischen den Rangmittelwerten von Operateur 15 und Operateur 11 besteht die größte Differenz. Die Rangmittelwerte dieser beiden Operateure haben nur für das Dosisflächenprodukt auch den größten Abstand zum Mittelwert aller Ränge des Operationsschrittes „Bohrung mit Ahle“. Von den übrigen Operateuren liegen die Rangmittelwerte beider Messgrößen in der Nähe des Mittelwertes aller Ränge. Bei der Messgröße Durchleuchtungszeit hingegen weicht neben Operateur 11 der Rangmittelwert von Operateur 2 am stärksten vom Mittelwert aller Ränge ab.

Die Testgröße K liegt bei beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit über der kritischen Schranke s . Beim Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ betragen beide Werte der Testgröße sogar mehr als das Doppelte. Beim Operationsschritt „Bohrung mit Ahle“ ist die Differenz geringer.

Daraus kann geschlossen werden, dass laut der Entscheidungsregel für den Kruskal-Wallis-Test die Nullhypothese abgelehnt und infolge dessen die Alternativhypothese angenommen werden kann, da bei beiden Operationsschritten mehr als zwei Rangmittelwerte zwischen den Gruppen verschieden sind. Aufgrund dessen werden die bisherigen Auswertungen bestätigt. Der statistische Test stärkt die Vermutung, dass die Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit durch den Operateur beeinflusst werden.

3.2.2 Auswirkungen der gepulsten Durchleuchtung

In Kapitel 2.1 wurde der Durchleuchtungsmodus „Gepulste Durchleuchtung“ beschrieben. Von den dort erwähnten Pulsfrequenzen wurden die Folgenden bei den im Rahmen dieser Studie begleiteten Operationen verwendet: 1, 4, 8 und 25 Pulse/s. Allerdings liegen für die Pulsfrequenz von 4 Pulsen/s nur eine Operation und für eine Pulsfrequenz von 8 Pulsen/s nur drei Operationen vor. In 15 Operationen wurde eine Pulsfrequenz von 1 Puls/s eingestellt. Mit einer Pulsfrequenz von 25 Pulsen/s wurden 66 Operationen dokumentiert, immer noch eine geringe Anzahl.

Für die Auswertung der Operationsdaten wäre die Festlegung auf eine Operationsmethode notwendig. Trotz der Festlegung bestünden zwischen den Operationen Unterschiede im Umfang des Operationsverfahrens, da das Krankheitsbild des Patienten sehr verschieden ist. Die Auswahl eines Operators würde darüber hinaus die Fallzahl stark senken. Daher wurden die Gesamtdaten der Operationen nicht mit in diese Auswertung einbezogen.

Beim Blick auf die Fallzahlen der Operationsschritte wird erkennbar, dass diese eine höhere Anzahl aufweisen (Tabelle 10) und sich deshalb für eine Analyse der Abhängigkeit zwischen den Pulsfrequenzen und der Messgröße Dosisflächenprodukt eignen. Zur besseren Vergleichbarkeit des Dosisflächenproduktes in Abhängigkeit von der Pulsfrequenz wurde die Verbindung zur Durchleuchtungszeit gelöst, indem für jedes Messwertepaar³⁴ das Dosisflächenprodukt pro Zeit berechnet wurde. Von diesen Werten wurden die arithmetischen Mittel für die jeweilige Pulsfrequenz gebildet. Die Betrachtung der Durchleuchtungszeit wurde in diesem Fall zu Vergleichszwecken durchgeführt. Ferner ist keine Beeinflussung dieser Messgröße durch die Pulsfrequenz möglich. Für die Analyse wurde ebenfalls beispielhaft der Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ ausgewählt. Die Messwerte sind hier besser vergleichbar, da eine Pedikelschraube unabhängig vom Operationsverfahren immer gleich eingebracht wird. Darüber hinaus wurde die Auswertung der Messwerte auf die Daten von Operateur 15 beschränkt, da bei diesem Operateur eine große Anzahl an Messwerten aufgenommen werden konnte und dessen Werte für drei verschiedene Pulsfrequenzen vorliegen. Gleichzeitig war bei Messwertaufnahme die laterale Durchleuchtungsrichtung eingestellt und die Funktion „Adipöser Patient“ deaktiviert. Für die Pulsfrequenz von 8 Pulsen/s lagen unter diesen Bedingungen keine Messwerte vor. Die Ergebnisse der Analyse sind in Tabelle 10 dargestellt.

³⁴ Besteht aus je einem Wert der Messgröße Dosisflächenprodukt und aus einer zugehörigen Durchleuchtungszeit.

Tabelle 10: Arithmetische Mittel aus den Messwerten des Dosisflächenproduktes sowie von den berechneten Werten des Dosisflächenproduktes pro Zeit für die jeweilig angewendete Pulsfrequenz beispielhaft für den Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ und Operateur 15

<i>Puls- frequenz [Pulse/s]</i>	<i>Arithmetisches Mittel μ</i>			<i>Anzahl der Mess- werte</i>
	<i>Dosisflächen- produkt [cGy · cm²]</i>	<i>Durchleuch- tungszeit [s]</i>	<i>Dosisflächen- produkt pro Zeit [$\frac{\text{cGy} \cdot \text{cm}^2}{\text{s}}$]</i>	
1	62,4	6	9,9	33
4	95,2	10	10,2	6
25	77,9	6	11,9	7

Tabelle 10 zeigt eine Erhöhung des Dosisflächenproduktes zwischen den Pulsfrequenzen 1 Puls/s und 25 Pulsen/s. Allerdings ist das Dosisflächenprodukt bei einer Pulsfrequenz von 4 Pulsen/s am höchsten. An dieser Stelle wird besonders die Abhängigkeit zwischen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit deutlich, da bei 4 Pulsen/s auch die Durchleuchtungszeit am längsten ist.

Die Ergebnisse des berechneten Dosisflächenproduktes pro Zeit zeigen, dass mit steigender Pulsfrequenz im Mittel ein höheres Dosisflächenprodukt pro Zeit erreicht wird. Bei einer Pulsfrequenz von 4 oder 25 Pulsen/s beträgt der Mittelwert des Dosisflächenproduktes pro Zeit jedoch nicht wie vermutet das vier- bzw. 25-fache des Mittelwertes bei 1 Puls/s: zwischen den drei Mittelwerten besteht eine geringe Differenz. Aufgenommen wurden die Messwerte des Dosisflächenproduktes bei aktivierter Organautomatik, die in Kapitel 2.1 erläutert wurde. Die mit dieser Automatik geregelten Parameter Röhrenspannung und -strom werden bei niedrigerer Pulsfrequenz zum Zweck einer besseren Bildqualität entsprechend angepasst. Dadurch wird aber eine höhere Strahlungsdosis pro Puls bei niedrigerer Pulsfrequenz erreicht, was die geringe Differenz zwischen den Mittelwerten des Dosisflächenproduktes pro Zeit erklärt.

3.2.3 Nützlichkeit und Effekte der Funktion „Adipöser Patient“

In der Studie für mobile Röntgendurchleuchtungsanlagen wurde auch die Funktion „Adipöser Patient“, die in dem Kapitel 2.1.1 beschrieben wurde, untersucht. Sie ist eine Besonderheit an den Geräten der Firma Ziehm Imaging GmbH und deshalb ein wichtiger Bestandteil in dieser Studie. Die Funktion hat sich bei der Verbesserung der Bildqualität bei adipösen Patienten als nützliches Hilfsmittel erwiesen. Dabei wurde aber

durch die Untersuchung im Operationsbereich die von der Herstellerfirma in Kauf genommene Erhöhung der Strahlungsdosis nachgewiesen.

Bei acht Operationen (9,4 % aller Operationen) wurde die Funktion „Adipöser Patient“ benutzt und bei weiteren acht Operationen nur teilweise. Weitestgehend wurde die Funktion jedoch nicht genutzt (81,2 %; 69 Operationen).

Aufgrund einer zu geringen Fallzahl an Operationen, bei denen die Funktion „Adipöser Patient“ aktiviert ist, wurde keine Auswertung an den Operationsdaten vorgenommen.

Daher wurden für einen ausgewählten Operationsschritt die arithmetischen Mittel μ für die Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit je nach Aktivierung oder Deaktivierung der Funktion „Adipöser Patient“ berechnet (Tabelle 11), da hierfür bedeutend mehr Messwerte vorliegen. Außerdem wurde für jedes Messwertepaar das Dosisflächenprodukt pro Zeit und daraus jeweils der Mittelwert für den Operationsschritt mit aktivierter oder deaktivierter Funktion ermittelt. Aufgrund der hohen Anzahl an Messwertepaaren wurde hierfür der Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ ausgewählt. Von den insgesamt 206 erfassten Datensätzen wurden bei 43 Operationsschritten dieses Typs die Funktion „Adipöser Patient“ genutzt, bei den übrigen Schritten hingegen nicht.

Allerdings musste auch hier eine Auswahl von Messdaten erfolgen, um die Nebenbedingungen konstant zu halten. Deshalb wurden die Messdaten von Operateur 12 ausgewählt, da für diesen Operateur die höchste Anzahl an Messdaten vorliegt. Außerdem wurden die Messwerte bei lateraler Durchleuchtungsrichtung und einer Pulsfrequenz von 25 Pulsen/s aufgenommen. Tabelle 11 zeigt die Ergebnisse dieser Analyse.

Tabelle 11: Arithmetische Mittel aus den Messwerten des Dosisflächenproduktes und der Durchleuchtungszeit sowie von den berechneten Werten des Dosisflächenproduktes pro Zeit beispielhaft für den Operationsschritt „Schraubenplatzierung“ bei Aktivierung oder Deaktivierung der Funktion „Adipöser Patient“ und Operateur 12

<i>Funktion „Adipöser Patient“</i>	<i>Arithmetisches Mittel μ</i>			<i>Anzahl der Mess- werte</i>
	<i>Dosisflächen- produkt [cGy · cm²]</i>	<i>Durchleuch- tungszeit [s]</i>	<i>Dosisflächen- produkt pro Zeit [$\frac{\text{cGy} \cdot \text{cm}^2}{\text{s}}$]</i>	
aktiviert	125,9	9	14,4	15
deaktiviert	115,0	13	9,5	45

Anhand von Tabelle 11 wird die Absicht des Herstellers deutlich: Bei Aktivierung der Funktion „Adipöser Patient“ wird die Strahlungsdosis angehoben, um die Bildqualität bei einem adipösen Patienten zu verbessern. Erkennbar wird die Anhebung der Strahlungsdosis bei Funktionsaktivierung anhand der beiden Mittelwerte des Dosisflächenproduktes. Der Unterschied zwischen beiden Mittelwerten ist aber aufgrund der durchschnittlich höheren Durchleuchtungszeit bei den Operationsschritten mit deaktivierter Funktion geringer.

Im Gegensatz dazu ist die Differenz zwischen beiden arithmetischen Mitteln des Dosisflächenproduktes pro Zeit größer. Die Erhöhung der Strahlungsdosis bei Aktivierung der Funktion „Adipöser Patient“ wird dadurch besser erkennbar.

4 Diskussion

Nachdem im vorangegangenen Kapitel die Ergebnisse der Studie präsentiert wurden, erfolgt in diesem Kapitel die Diskussion der Ergebnisse aus den akquirierten Daten und folgt dabei der Gliederung des Ergebniskapitels. Ziel dieses Kapitels ist die Diskussion der Hypothesen, die in der Einleitung formuliert wurden. Dadurch soll deutlich werden, dass Strahlungsdosis bei einer Röntgendurchleuchtung auf vielfache Weise reduziert werden kann. Deshalb werden Probleme des Strahlenschutzes im Klinikalltag aufgezeigt und praktische Hinweise für die verstärkte Strahlungsdosisreduktion gegeben.

4.1 Zusammenhänge zwischen den Operationsmethoden und den Operationsschritten

Dass die drei Operationstypen „*Dorsale Fusion*“, „*Ventrodorsale Fusion*“ und „*Kyphoplastie*“ am häufigsten in dieser Studie dokumentiert wurden (vgl. Abbildung 22), bezeugt zumindest für diese Untersuchungen im Operationsbereich die starke Notwendigkeit dieser chirurgischen Eingriffe. Den hohen Anteil übergewichtiger Patienten (vgl. Abbildung 29) als Ursache für die häufige Durchführung der in dieser Studie beobachteten Operationstypen festzulegen, ist gewagt und sollte deshalb in einer eigenständigen Studie untersucht werden. Nicht in allen Fällen ist die Ursache für die Verletzung an der Wirbelsäule auf die Übergewichtigkeit des Patienten zurückzuführen (weitere Ursachen vgl. Kapitel 1.3.2), begünstigt wird es dadurch gegebenenfalls. Auffallend ist außerdem, dass fast die Hälfte der behandelten Patienten (44 %) im Alter zwischen 51 und 70 Jahren liegen. Die über 70jährigen Patienten machen mehr als ein Viertel aller Patienten aus (vgl. Abbildung 28). Folglich liegt die Vermutung nahe, dass vor allem bei älteren Patienten diese Form der chirurgischen Eingriffe erforderlich ist. Da die Anamnese³⁵ der Patienten jedoch während der Operationsbeobachtungen nicht dokumentiert wurde, ist eine Klärung der Ursache für den Eingriff problematisch und für diese Studie unbedeutend.

³⁵ Bezeichnet die Patientengeschichte bezüglich vorhergehender Krankheiten sowie aktueller Schmerzen und Probleme.

Häufig ist die *Ventrale Fusion* Teil der Ventrodorsalen Fusion und wird meist in Verbindung mit einer Dorsalen Fusion zur Stabilisierung der Wirbelsäule vorgenommen. Daher können nur 7 % der beobachteten Operationen diesem Verfahren zugeordnet werden (vgl. Abbildung 22). Demzufolge ist eine ausschließliche Stabilisierung durch einen Cage selten. Die wenigen Operationen dieses Typs verteilen sich auf das Einbringen von Wirbelsäulen-Cages ohne dorsale Stabilisierung und auf zeitlich versetzte ventrale Stabilisierungen nach erfolgter Dorsaler Fusion.

Die Abbildung 24 stellt die *Mittelwerte* der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit pro Operationstyp dar. Bei der Kyphoplastie und der Ventrodorsalen Fusion wurde im Mittel am längsten durchleuchtet und dadurch erhielt der Patient auch die höchste Strahlungsdosis über die gesamte Operation.

Bei einer *Kyphoplastie*, die trotz der durchschnittlich kürzesten Schnitt-Naht-Zeit das zweithöchste Gesamtdosisflächenprodukt erreicht, liegt die Ursache darin, dass bei diesem minimalinvasiven Verfahren nur ein kleiner Hautschnitt an der jeweiligen Stelle erfolgt und die Platzierung der Instrumente zur Stabilisierung eines Wirbelkörpers daher ausschließlich mithilfe der Röntgendurchleuchtung kontrolliert werden kann.

Auch bei der *Dorsalen Fusion* sowie bei der *Ventralen Fusion* sollte die Platzierung der Pedikelschrauben bzw. des Bandscheiben-Cages unter Röntgenkontrolle erfolgen. Daher werden auch hier hohe Strahlungsdosen erreicht. Im Durchschnitt werden bei diesen Verfahren pro Operation entweder vier bis sechs Pedikelschrauben oder ein bzw. mehrere Cages eingebracht. Schlussfolgernd sind der Mittelwert sowie das Maximum des Dosisflächenproduktes bei einer *Ventrodorsalen Fusion* im Vergleich zu den anderen sieben Operationstypen am höchsten (Abbildung 24, Tabelle 6), da dieses Verfahren die Dorsale und die Ventrale Fusion in sich vereint. Deshalb dauert eine Ventrodorsale Fusion auch im Mittel am längsten von allen acht Operationen (Abbildung 23). Dennoch liegt das Dosisflächenprodukt bei einer Ventrodorsalen Fusion nicht wie vermutet im Mittel bei ca. $3000 \text{ cGy} \cdot \text{cm}^2$ (mittleres Dosisflächenprodukt der Ventralen und Dorsalen Fusion addiert) sondern ist geringer als erwartet, da die Durchleuchtungsschritte wie z.B. Übersicht/Positionierung und Reposition am Anfang und Abschlusskontrolle nur einmal in der Operation vorkommen.

Abschließend kann aus der Berechnung der arithmetischen Mittel der beiden Messgrößen für den jeweiligen Operationstyp (vgl. Abbildung 24) gesagt werden, dass die Art des jeweiligen Eingriffs die Dauer der Durchleuchtung sowie das Gesamtdosisflächenprodukt in einer Operation bestimmt.

Jeweils ein Viertel der gesamten aufgenommenen Operationsschritte sind *Schraubenplatzierungen* und *Übersicht* über die behandelte Stelle des Patienten/ *Positionierung* des Patienten (Abbildung 26). Die zahlreich in der Studie erfassten Schraubenplatzierungen ergeben sich zum Einen aufgrund der hohen Anzahl von Ventrodorsalen und Dorsalen Fusionen, da dieser Operationsschritt ein wesentlicher Bestandteil dieser Verfahren ist. Zum Anderen werden pro Operation mehrere Pedikelschrauben (meistens vier) nacheinander eingesetzt und deren Positionierung mittels Durchleuchtung geprüft. Der Operationsschritt „Übersicht/Positionierung“ ist eine bedeutsame Voraussetzung sowie ein wichtiger Zwischenschritt zur Kontrolle der Operationsergebnisse und wird deshalb häufig durchgeführt. In den meisten Fällen geht der Platzierung einer Schraube die *Bohrung eines Kanals mit einer Ahle* voraus. Das Operationsverfahren Kyphoplastie erfordert ebenfalls die Bohrung eines Kanals in den Wirbel mithilfe einer Ahle. Dadurch wird der große Anteil des Schrittes „Bohrung mit Ahle“ an den gesamten Operationsschritten erklärt. Alle weiteren durchleuchtungsrelevanten Operationsschritte wurden aufgrund der geringen Anzahl des jeweiligen Operationsschrittes pro Operation sowie der geringen Fallzahl der diese Schritte integrierenden Operationsverfahren nur selten im Rahmen der Studie beobachtet.

Die *arithmetischen Mittel* der Messwerte von den Dosisflächenprodukten und den Durchleuchtungszeiten des jeweiligen Operationsschrittes (Abbildung 27, Abbildung 33 und Abbildung 34) hängen vom Aufwand des Schrittes, von der Notwendigkeit der Durchleuchtungskontrolle sowie von der Erfahrung des jeweiligen Operateurs ab, wie folgende Überlegungen zeigen.

Für eine Schraubenplatzierung wird durchschnittlich weniger Strahlungsdosis benötigt, da meist nur am Anfang und am Ende der Platzierung geröntgt wird. Im Gegensatz dazu wird bei der Platzierung einer künstlichen Bandscheibe und bei einem Cage häufiger durchleuchtet, da vor dem Einsetzen des endgültigen Implantats mehrere Probe-Implantate verwendet werden und jedes mithilfe der Durchleuchtung kontrolliert wird. Die erhöhten Dosisflächenprodukte und Durchleuchtungszeiten bei der Ballon- und

Zementplatzierung des Operationsverfahrens „Kyphoplastie“ gehen darauf zurück, dass zwei Ballons bzw. Zementportionen pro Wirbelkörper im Wechsel eingebracht werden. Dadurch verdoppeln sich die Messwerte in etwa. Eine Trennung der Messwerte für einen Ballon oder eine Zementportion ist aber nicht möglich. Außerdem muss bei diesen beiden Schritten ebenfalls häufig zur Kontrolle durchleuchtet werden. Deshalb ist die Gesamtdosis und -durchleuchtungszeit für dieses Operationsverfahren sehr hoch im Verhältnis zur kurzen Operationszeit (Abbildung 23 und Abbildung 24).

Weiterhin sind das hohe Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit bei „Übersicht/Positionierung“ kritisch anzumerken, da die Positionierung weitestgehend ohne Strahlung erfolgen sollte und dadurch die Durchleuchtungszeit reduziert werden kann. Die Untersuchungen bei den Operationen im Rahmen dieser Studie ergaben, dass *niedrige Dosisflächenproduktmesswerte* durch kurze Durchleuchtungszeiten zustande kommen. Für eine schnelle Übersicht zur Kontrolle der Operationsschritte sollte daher nur kurz Röntgenstrahlung ausgelöst werden. In manchen Fällen, wie z.B. dem Positionieren des Patienten bzw. des C-Bogens, ist jedoch auch längeres Durchleuchten nötig. Hier ist die Erfahrung des Anwenders gefragt, die Strahlungsdosis trotzdem so gering wie möglich zu halten. Sofern bei jedem Operationsschritt Strahlungsdosis eingespart wird, kann auch die Gesamtstrahlungsdosis einer Operation gesenkt werden.

Eine bevorzugte *Durchleuchtungsrichtung* ist „lateral“, wie Abbildung 30 zeigt. Die Ursache besteht darin, dass das Ergebnis des durchgeführten Operationsschrittes aus dieser Perspektive besser erkennbar ist. Beispielsweise die Lage einer Pedikelschraube im Wirbel ist von der Seite besser erkennbar als in der Draufsicht. Trotzdem ist auch die Übersicht bzw. Kontrolle der Ergebnisse in anteriorer-posteriorer Durchleuchtungsrichtung in manchen Fällen wichtig, um z.B. die Lage eines Bandscheiben-Cages zu kontrollieren. Desweiteren kann die laterale Durchleuchtungsrichtung den Anforderungen der Sterilität am Operationstisch besser gerecht werden, indem der C-Bogen mit in die sterilen Abdecktücher für den Patienten einbezogen wird.

4.2 Einflussnahme des Operators

Vor Durchführung der Studie wurde festgelegt, dass nur erfahrene Operateure in diese Studie aufgenommen werden. Wie die Operation durchgeführt wird und vor allem wann eine mobile Röntgendurchleuchtungsanlage eingesetzt werden sollte, ist dem Operateur bekannt. Dadurch wird gewährleistet, dass die Beobachtungen tatsächlich aus der alltäglichen Routine stammen.

Wenn der Operateur Röntgendurchleuchtung als Diagnoseverfahren in seiner Operation anwendet, dann beeinflusst er dadurch die Höhe der Strahlenbelastung des Patienten, seiner Kollegen und nicht zuletzt sich selbst. Der Operateur ist ein wesentlicher Faktor, wenn es um die Beeinflussung der Strahlungsdosis geht, da er die Röntgenstrahlung durch Betätigung des Fußschalters auslöst, so die erste zu untersuchende Hypothese. Mithilfe des Kruskal-Wallis-Tests in Kapitel 3.2.1 konnte dies bestätigt werden, dass der Operateur das Dosisflächenprodukt und die Durchleuchtungszeit einer Operation beeinflusst.

Denselben Sachverhalt bestätigen außerdem die arithmetischen Mittel und die Standardabweichungen der beiden Messgrößen Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit, die den jeweiligen Operateuren beispielhaft anhand von zwei Operationsschritten zugeordnet werden (Abbildung 33 und Abbildung 34). Anhand von Abbildung 33 und Abbildung 34 wird ersichtlich, dass sich die Mittelwerte berechnet aus den Messwerten des jeweiligen Operators voneinander unterscheiden. Dadurch wird der *Einfluss des Operators* auf die beiden Messgrößen sowie letztlich auf die Strahlenbelastung aller im Operationssaal Anwesenden bewiesen.

Fraglich ist, woher diese signifikanten Unterschiede zwischen den Mittelwerten pro Operateur kommen. Eine dafür erforderliche eindeutige Begründung ist aufgrund der Bandbreite des Handlungsspektrums eines Operators sehr schwer zu liefern. Da der Mensch mit keiner Maschine gleichsetzbar ist, die bei jeder Operation bzw. bei jedem Operationsschritt denselben Ablauf vollzieht, können *Unterschiede im Operationsverlauf* entstehen, die möglicherweise Unterschiede in den Mittelwerten bedingen. Andere Faktoren, wie z.B. die Unterschiedlichkeit der Patienten sowie deren Krankheitsbild, beeinflussen ebenfalls die Unterschiede zwischen den Mittelwerten. Um den unterschiedlichen Operationsverläufen entgegen zu wirken hat z.B. Friedl [Friedl 1992] versucht, die Dorsale Fusion an der Lendenwirbelsäule durch ein Ablaufschema

festzulegen. In seinem dazu veröffentlichten Zeitschriftenartikel erfolgt eine Beschreibung, wie die „Operationstechnik [...] bei der dorsalen Stabilisierung von Wirbelsäulenfrakturen“ [Friedl 1992, S. 980] vereinfacht werden kann. Friedl beschäftigt sich außerdem bereits mit dem Gedanken, die Durchleuchtungszeit bei diesem Operationstyp zu verkürzen und liefert dafür praktische Hinweise [Friedl 1992].

Ebenso werden in einer Veröffentlichung der Schweizerischen Gesellschaft für Radiologie Standardprozeduren erwähnt, um radiologische Untersuchungen in einem Ablaufplan festzulegen und dadurch die Durchleuchtungszeit bzw. die Strahlungsdosis in einer Operation zu reduzieren. Demnach sind „Standardprozeduren je Untersuchungstyp zu prüfen [...], welche die Erfüllung der minimalen Qualitätsanforderungen garantieren, aber auch den Strahlenschutz unterstützen.“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3]. Weiterhin sollte auch „die Indikationsstellung bei durchleuchtungsgesteuerten Untersuchungen streng“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3] geprüft werden, um überflüssige Strahlenexpositionen zu vermeiden.

Trotz der Festlegung von Standardprozeduren bleiben auch die Operationsverfahren variabel, durch z.B. die Anzahl der behandelten Segmente an der Wirbelsäule. Je mehr Segmente zu behandeln sind, desto mehr Handlungsschritte müssen meistens mithilfe von Röntgendurchleuchtung kontrolliert werden. Außerdem verlangt jeder Operationstyp unterschiedlich viele Handlungsschritte, wie bereits in Kapitel 2.2.2 beschrieben wurde. Dadurch sind die Gesamtdurchleuchtungsdauer sowie die Strahlungsdosis nicht nur von der Anzahl der behandelten Segmente an der Wirbelsäule sondern auch vom durchgeführten Operationstyp abhängig. Demzufolge ist für jeden Operationstyp eine bestimmte Durchleuchtungszeit bzw. Strahlungsdosis notwendig, die selbst bei Beachtung aller möglichen Maßnahmen zur Dosisreduktion nicht weiter verringert werden kann. Deshalb ist eine Reduzierung dieser beiden Messgrößen nur begrenzt möglich.

Desweiteren sind vermutlich die verschiedenen Kenntnisstände der Ärzte über die *Bedienung der mobilen Röntgendurchleuchtungsgeräte* eine weitere Ursache für die Abweichung der arithmetischen Mittel beider Messgrößen, so die Aussage von Hypothese 2. Demnach ist zwischen einem erfahrenen und weniger erfahrenen Arzt im Umgang mit den Durchleuchtungsgeräten zu differenzieren: Ein weniger erfahrener Arzt ist unsicher in der Verwendung und Bedienung des Durchleuchtungsgerätes und benötigt infolge dessen mehr Durchleuchtungszeit und Röntgenstrahlung. Hingegen ein

erfahrener Arzt die Bedienung und die geeigneten Positionen des Gerätes für gute Aufnahmen genauer kennt. Dadurch arbeitet er wesentlich gezielter und benötigt weniger Durchleuchtungszeit und Strahlungsdosis.

Die Erfahrung eines Operators hinsichtlich der Anwendung von Durchleuchtung ist jedoch nicht messbar und nur subjektiv einschätzbar. An dieser Stelle helfen Beobachtungen, die im Klinikalltag durchgeführt werden. Aus den Beobachtungen im Operationsbereich in dieser Studie kann geschlossen werden, dass die Erfahrung der Operateure im Umgang mit Röntgendurchleuchtung und den dafür notwendigen Geräten sehr unterschiedlich ist. Es konnte festgestellt werden, dass das Interesse für die Durchleuchtung und im Besonderen für die Reduktion der Strahlungsdosis sehr stark zwischen den Operateuren variiert: Auf der einen Seite steht die Gruppe der Ärzte, die sehr bestrebt sind, sich intensiv mit den Geräten zu befassen und Dosis zu reduzieren. Dem gegenüber stehen Ärzte, deren Interesse daran gering ist. Wie die Beobachtungen gezeigt haben, ist die Zahl der zuletzt genannten Ärzte größer.

Weiterhin lässt sich aus den Begleitungen der Operationen schließen, dass zum Teil die Bedienung der Geräte den Operateuren unklar ist. Kenntnisse über die spezifischen Möglichkeiten der Geräte zur Dosisreduktion fehlen mitunter vollständig (z.B. Senkung der Pulsfrequenz). Weitere Aspekte, die auch beobachtet wurden, benennt eine Veröffentlichung der Europäischen Kommission: „So können unnötig hohe Dosen entstehen durch Unaufmerksamkeit, Gleichgültigkeit oder zu hohen Arbeitsdruck, aber gelegentlich auch infolge individueller Ablehnung allgemein akzeptierter Standardverfahren“ [Frigren 1999, S. 13]. Möglich ist als Ursache für die Gleichgültigkeit des Anwenders, dass Strahlenschäden nicht immer sofort erkennbar sind. Bestärkt werden diese Kritikpunkte mithilfe der Sichtung von erstellten Durchleuchtungsaufnahmen, die mitunter große Mängel in der Qualität und Hinweise auf nachlässig gehandhabten Strahlenschutz aufweisen.

Daher befindet es der Autor dieser Studie für überaus wichtig, dass ein *Umdenken* bei den Ärzten erfolgt und ihr Bewusstsein, dass Röntgenstrahlung für den Menschen schädlich ist, geschärft werden sollte. Dresing formulierte dies wie folgt: „Jeder Operateur sollte sich über die potenzielle Gefährdung durch Röntgenstrahlen auch im Operationssaal und in der Ambulanz klar sein.“ [Dresing 2011, S. 71]. Bei der Anwendung von Röntgendurchleuchtung im Operationssaal gilt laut Brix et al. grundsätzlich: „Jede

Strahlenexposition ist soweit einzuschränken, wie dies mit den Erfordernissen der medizinischen Wissenschaft zu vereinbaren ist.“ [Brix/Veit/Häusler 2010, S. 914]. Weiterhin wird laut Brix et al. sogar in der Röntgenverordnung (RöV) gefordert, „dass jede unnötige Strahlenexposition von Mensch und Umwelt zu vermeiden ist und die entsprechenden Dosisbegrenzungen einzuhalten sind.“ [Brix/Veit/Häusler 2010, S. 914]. Diese Zitate belegen deutlich das notwendige Bestreben des Anwenders auf Dosisreduktion zu achten. Doch die Bedeutsamkeit dieser Forderungen muss der Anwender selbst erkennen, um diese umsetzen zu können. Inwiefern diese Forderungen beim Anwender verinnerlicht sind, ist schwer kontrollierbar.

Die Strahlenexposition des Personals wird, aufgrund des geforderten Strahlenschutzes, ständig mithilfe von Dosimetern durch das Bundesamt für Strahlenschutz überwacht. Es ist daher notwendig, das Dosimeter bei jeder Durchleuchtung zu tragen, was in der Praxis nicht immer der Fall ist und damit die Einstellung gegenüber dem Strahlenschutz verdeutlicht.

Aus der Sicht des Autors dieser Studie werden praktische Hinweise als notwendig erachtet, um die Optimierung der Anwendung von Röntgendurchleuchtung in der Chirurgie zur Reduktion von Strahlendosis voranzutreiben.

Neben der bereits erwähnten Festlegung von Standardprozeduren sind auch *Referenzwerte* erstellt worden. Diese Referenzwerte wurden anhand von Messwerten aus der Praxis aufgestellt und sollen dem Anwender von Durchleuchtung als Richtlinie dienen. Internationale Anerkennung erlangten beispielsweise die von der Schweizerischen Eidgenossenschaft aufgestellten diagnostischen Referenzwerte. In einer ihrer Veröffentlichungen wurde das Ziel dieser Werte als solches formuliert: „Die Festlegung Diagnostischer Referenzwerte (DRW) hat zum Ziel, den verantwortlichen Personen ein einfaches Mittel zur Beurteilung der eigenen Praxis, sowie zur Optimierung bei spezifischen Strahlenanwendungen zur Verfügung zu stellen.“ [Schweizerische Eidgenossenschaft 2008, S. 1]. Weiterhin „haben [sie; d. V.] die Funktion, Situationen zu erkennen, in denen die Strahlenbelastung für den Patienten nicht akzeptiert werden kann.“ [Schweizerische Eidgenossenschaft 2008, S. 1]. Von der Schweizer Gesellschaft für Radiologie wurde sogar gefordert, dass „lokal in allen Untersuchungsräumen für die jeweils durchgeführten Untersuchungstypen bei der täglichen Arbeit zur Verfügung stehende Dosisreferenzwerte als konstante Richtziele“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3]

installiert werden sollen. Allerdings wurden die Referenzwerte durch die Schweizerische Eidgenossenschaft nur für Angiografien und andere therapeutische Untersuchungen veröffentlicht. Es ist anzustreben, dass Referenzwerte für die Chirurgie in naher Zukunft durch weitere Untersuchungen folgen. Hilfestellung im Bezug auf Operationen im Lendenwirbelsäulenbereich kann dabei die Abbildung 24 sein.

Im Rahmen der Beobachtungen für diese Studie konnte festgestellt werden, dass das Wissen der Chirurgen über die Bedienung der mobilen Durchleuchtungsanlagen scheinbar nicht ausreichend ist. Immer wieder wurden Unsicherheiten dabei festgestellt. Vor allem bei der Positionierung von Patient und C-Bogen sowie der Lokalisation der Eingriffsstelle noch vor der Operation kam es zu hohen Strahlungsdosen und langen Durchleuchtungszeiten. In manchen Fällen lag der Grund bei schwer erkennbarer Anatomie, nicht zuletzt durch Übergewicht des Patienten. Außerdem wurde beobachtet, dass die Bewegung des C-Bogens unter Durchleuchtung stattfand, die durchaus ohne Strahlung möglich gewesen wäre. Von den Ärzten wird deshalb gefordert, den C-Bogen ohne die Verwendung von Röntgenstrahlung zu positionieren, dabei können ihnen die bereits beschriebenen „Lasersysteme [...] die Positionierung und Einstellung des C-Bogens erleichtern“ [Bott/Wagner/Teistler 2006, S. 3]. Aus den Beobachtungen ging darüber hinaus hervor, dass die Bewegung des C-Bogens von Unsicherheit des Anwenders bei der Bedienung zeugt. *Gutes Wissen über die Bedienung des C-Bogens* ist eine wichtige Voraussetzung für die Anwendung von Durchleuchtung. Handlungen sind dadurch viel besser trainiert und bedürfen keiner langen Überlegungen. Bott et al. schreiben dazu: „[...] abhängig ist die Strahlungsexposition aber nicht zuletzt vom Geschick des Bedieners des C-Bogens, d.h. von dessen Ausbildung und Erfahrung.“ [Bott/Wagner/Teistler 2006, S. 3]. Die Unsicherheiten bei der Bedienung können aber durch Geräteschulungen verringert werden.

Bevor ein neuer C-Bogen in einer Klinik benutzt wird, erfolgt durch einen Techniker eine Einweisung des Operationspersonals auf das neue Gerät. Bei der Begleitung einer dieser Einweisungen konnte festgestellt werden, dass diese jedoch nicht sehr ausführlich sind. Dresing fordert jedoch in einer Veröffentlichung: „Die Positionierung des Bildverstärkers muss vom gesamten Team geübt werden. Erfahrung und Training führen zu einer Reduzierung der intraoperativen Röntgenbelastung.“ [Dresing 2011, S. 77f.]. Außerdem hat sich in den Beobachtungen gezeigt, dass oft das Interesse des

Operationspersonals für die Bedienung der Geräte mangelhaft war und wenig Zeit für eine ausführliche Einweisung blieb. Doch die Begleitung von mehreren Operationen während dieser Studie hat gezeigt, dass tiefgründiges Wissen über die Bedienung der Geräte zu mehr routiniertem Umgang führen würde. Die Geräte bieten viele Bedienmöglichkeiten vor allem für die Nachbearbeitung ohne Röntgenstrahlung zur Erstellung von optimalen Bildern und guten Diagnosen, die dem Anwender wenig bekannt sind.

In Zukunft sollten zusätzliche Schulungen zum Thema Strahlenschutz und der Anwendung von Röntgengeräten sowie die Einweisung in spezielle Funktionen der Geräte für Ärzte und Medizintechniker bzw. -physiker durchgeführt werden. Für zukünftige Schulungen ist möglicherweise eine konzeptionelle Neugestaltung mit praktischeren Inhalten und Methoden in Erwägung zu ziehen, deren Attraktivität die Bedeutsamkeit des Strahlenschutzes für den Patienten, aber vor allem für den Anwender von Röntgengeräten selbst unterstreicht.

Damit der Umgang mit einem C-Bogen gut trainiert werden kann, gibt es die Software-Lösung „*virtX*“. „*virtX* ist ein Programmsystem, das aus einer 3D-Simulation eines OP-Saales mit C-Bogen, OP-Tisch und virtuellem Patienten sowie einer Röntgenbildsimulation besteht.“ [Bott/Wagner/Teistler 2006, S. 3]. Mithilfe dieser Software kann der Anwender von Röntgendurchleuchtung sein Wissen über die Bedienung von C-Bögen vertiefen, welches sonst meist theoretisch vermittelt wird. In dieser Computersimulation kann er virtuell den C-Bogen beliebig in einem Operationssaal bewegen. Dabei wird auch ein Patient auf einem Operationstisch simuliert. Außerdem kann der Anwender alle üblichen Funktionen eines C-Bogens einstellen sowie eine Durchleuchtung starten. Eine Erweiterung der Software bietet die Möglichkeit einen realen C-Bogen und Operationstisch mit Patientenpuppe einzubinden. Über diese Kopplung können die Einstellungen in der Realität vorgenommen werden, das Auslösen der Durchleuchtung erfolgt aber virtuell.

Der wesentliche Vorteil der Software besteht darin, dass es zu keiner Abgabe von realer Röntgenstrahlung kommt. Zur Einschätzung der Strahlung werden die Verläufe des Nutzstrahlenbündels und der Streustrahlung optisch dargestellt und eine möglicherweise applizierte Strahlungsdosis berechnet. Daneben wird auch ein Röntgenbild dargestellt. Darüber hinaus gibt es für das Trainingsprogramm eines Anwenders zur Einstellung des

C-Bogens einen Katalog an Aufgaben, der an typischen Operationsabläufen orientiert ist. „Dazu bekommt er textuelle und bildliche Hinweise, welche Körperregion anzu- steuern und wie der C-Bogen einzustellen ist, welchen Qualitätskriterien das resul- tierende Bild zu genügen hat und, anhand eines allgemeinen Beispiels, wie die ange- strebte Aufnahme aussehen sollte.“ [Bott/Wagner/Teistler 2006, S. 3]. Nach Abschluss der Aufgabe wird dem Anwender mitgeteilt, inwiefern er die Bearbeitungszeit, die vir- tuelle Strahlendosis und die Einstellungen des C-Bogens entsprechend den Zielvorga- ben von Experten erreicht hat [Bott/Wagner/Teistler 2006].

Die Software bietet damit die Möglichkeit den Umgang mit einem C-Bogen sowie das Reduzieren von Strahlungsdosis zu trainieren und die persönlichen Kompetenzen zur Anwendung der Durchleuchtungsgeräte weiter zu entwickeln. Wagner et al. sehen „[...] die Integration von virtX in Strahlenschutzkurse als sinnvolle Erweiterung der bisher- igen Ausbildungskonzepte“ [Wagner/Duwenkamp/Ahrens 2009, S. 1], dem zugestimmt werden kann.

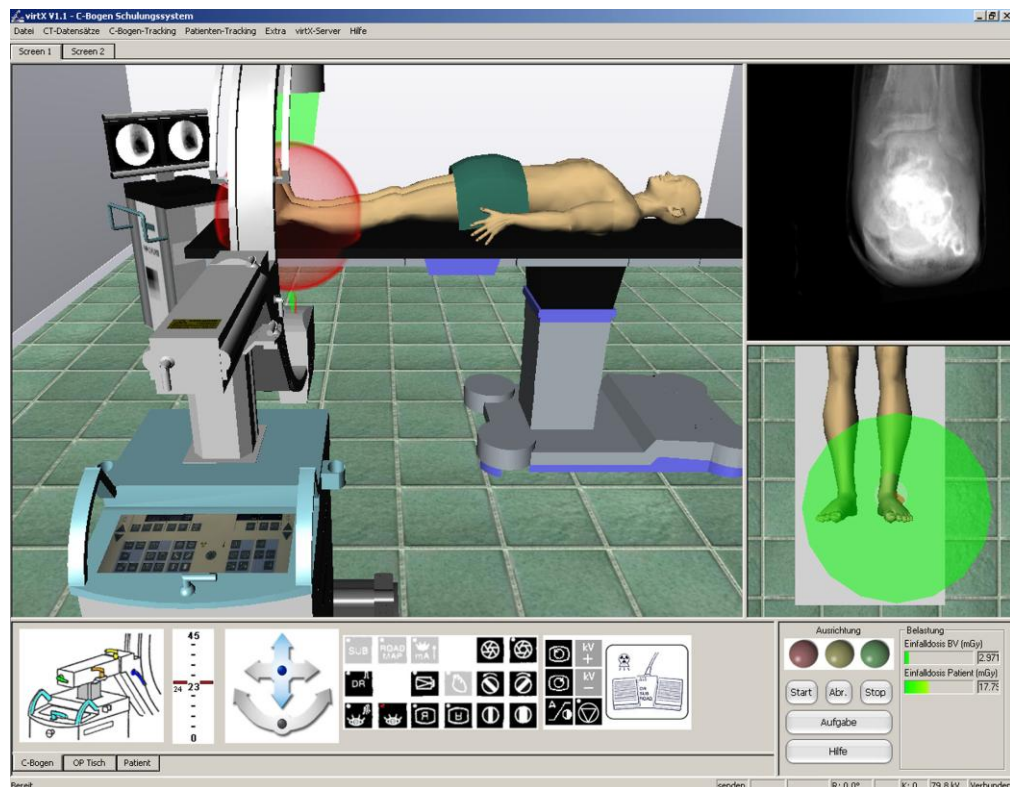


Abbildung 35: Beispielhafte Benutzeroberfläche der Software virtX [Wagner/Duwenkamp/Ahrens 2009, S. 4]

Eine weitere Möglichkeit bietet die von der Europäischen Kommission im Jahr 2002 geförderte und herausgegebene Trainingssoftware „*MARTIR*³⁶“, mit dessen Hilfe sich der Anwender von fluoroskopischen Systemen über Schwerpunkte des Strahlenschutzes informieren kann. Das Trainingsprogramm „ist ein mehrsprachiges audiovisuelles Unterrichtssystem für Radiologen, Kardiologen, Gefäßchirurgen, Medizinphysiker, MTRA und sonstiges Personal“ [Wucherer/Loose 2005, S. 299], das bei der Europäischen Kommission über den Publikationsservice frei zur Verfügung steht. Genannte Personengruppen erlangen darin Kenntnisse über allgemeines Wissen zur interventionellen Radiologie, über die Bedeutung des Strahlenschutzes und über Grundlagen der Strahlenphysik und -biologie. Desweiteren können sie die Technik der Röntgengeräte sowie den Strahlenschutz von Patient und Personal erlernen. Weiterhin ermöglicht das Programm sich Fähigkeiten zur Qualitätssicherung in der interventionellen Radiologie anzueignen. Die Vermittlung des Wissens erfolgt vor allem durch Texte, aber auch durch Bilder und Videos. Darüber hinaus besteht außerdem die Möglichkeit durch Multiple-Choice-Fragen sein Wissen zu testen.

Durch die Software *MARTIR* kann ein sehr breites und tiefgründiges Wissen über den Strahlenschutz und die Anwendung von Röntgengeräten in der interventionellen Radiologie erlangt werden. Es ist eine gute Alternative zu Schulungen, da im Selbststudium dieses Wissen erworben werden kann.

Aufgrund der zahlreichen Texte kann aber die Beschäftigung mit diesem Trainingsprogramm auf Dauer monoton und einseitig werden und dafür nicht mehr die nötige Eigenmotivation erbracht werden. Außerdem ist derzeit aus Sicht des Autors dieser Studie eine Überarbeitung der Software auf den aktuellen Stand der Technik notwendig und unter Beachtung der genannten Einschränkungen eine Nutzung der Software zu empfehlen.

Alle wichtigen praktischen Hinweise des Strahlenschutzes sollten darüber hinaus in einer kurzen Übersicht in jedem Raum, in dem Röntgendurchleuchtung zur Anwendung kommt, z.B. im Operationsbereich, angebracht werden und dem Anwender helfen, sein Wissen über die Bedienung der Durchleuchtungsgeräte in der täglichen Praxis aufzufrischen. Auf diesem Merkzettel sollte erwähnt werden, dass Röntgenstrahlung generell

³⁶ Multimedia and audiovisual radiation protection training in interventional radiology

so wenig wie nötig eingesetzt werden soll. Desweiteren sollten Hinweise zur Bedienung und Positionierung des C-Bogens sowie Strahlenschutzmöglichkeiten, wie z.B. Strahlenschutzkleidung und Abstand, enthalten sein. Aus diesem Grund wurde ein Vorschlag für diesen Merkzettel in Anlehnung an die Hinweise von Dresing erarbeitet (s. Anhang D) [Dresing 2011]. Die Beachtung und die Anwendung des Merkzettels im Klinikalltag bleiben allerdings fraglich und sind wesentlich von der Einsichtigkeit zur Strahlungsdosisreduktion durch den Anwender von Durchleuchtung abhängig.

Desweiteren wird auch die „regelmäßige Information und Kontrolle der verantwortlichen Radiologen in ihren Instituten“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3] als sinnvoll erachtet. Dies kann unter anderem durch dafür verantwortliche „Medizinphysiker zur Unterstützung der anlagebezogenen Optimierung und damit zur Dosisreduktion bei den verschiedenen Untersuchungstypen“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3] geschehen. Ein wesentlicher positiver Aspekt dabei ist, dass sich der Aufgabenbereich des Medizinphysikers allein auf die Bedienung des Röntgengeräts und die Strahlenexposition beschränkt. Problematisch ist dabei allerdings die Finanzierung des Medizinphysikers. Einen Medizinphysiker für die Betreuung der Operationen, in denen Röntgendurchleuchtung angewendet wird, einzusetzen, ist aus ökonomischer Sicht für die Klinik zu kostenintensiv. Andere Tätigkeiten als die Überwachung könnte er kaum leisten, da die Betreuung allein schon sehr zeitaufwendig wäre.

Sinnvoller wäre es, dass ausgewählte Pfleger bzw. Schwestern des Operationspersonals für die Bedienung der Durchleuchtungsgeräte spezialisiert werden. Beobachtungen im Rahmen dieser Studie ergaben, dass die Bedienung der Geräte meist schon von den Pflegern bzw. Schwestern vorgenommen wird, um die Sterilität des Chirurgen zu erhalten. Bott et al. stellten ebenfalls fest: „Der Operateur ist während der Operation darauf angewiesen, dass das Pflegepersonal den mobilen Bildverstärker in die korrekte Position über dem Operationsgebiet bringt. Der Operateur selbst ist steril und kann die Positionierung des C-Bogens nicht vornehmen“ [Bott/Wagner/Teistler 2006, S. 3]. Aus den Beobachtungen während der Operationen konnte festgestellt werden, dass die Bedienung des C-Bogens durch das Operationspersonal oberflächlich und unsicher erfolgt. Deshalb erachtet es der Autor als wichtig, das Operationspersonal auf die Bedienung des Durchleuchtungsgerätes zu spezialisieren, um wesentlich zur Dosisreduzierung beitragen zu können. Da das erwähnte Personal bereits anderweitige Aufgaben im

Operationssaal inne hat, wird es außerdem als sinnvoller erachtet, eine Person mehr im Operationssaal zur Bedienung des Durchleuchtungsgerätes einzusetzen.

Unabhängig von der Benutzung des C-Bogens sollte die Priorität auf der Versorgung des Patienten und dem Verlauf der Operation bestehen bleiben. Eine Beschäftigung mit den mobilen Durchleuchtungsgeräten und insbesondere der Dosisreduktion rückt dadurch allerdings in den Hintergrund. Als Beispiel dient hier die Positionierung einer Pedikelschraube während einer Operation. Es wurde beobachtet, dass manche Chirurgen häufiger die Schraubenposition mithilfe von Durchleuchtung kontrollieren als andere. Die Bedeutsamkeit einer korrekten Platzierung ist undiskutabel. Manchen Chirurgen gelang es auch mit weniger Durchleuchtungszeit diesen Operationsschritt korrekt auszuführen (vgl. Abbildung 33), weshalb strittig ist, welche Dauer an Durchleuchtung in einem Operationsschritt wirklich notwendig ist. In der Veröffentlichung der Schweizer Gesellschaft für Radiologie heißt es dazu: „Solange der Mediziner auf sich allein angewiesen ist, besteht die Gefahr, dass die medizinische Fragestellung im Zweifelsfall gegenüber der Dosisüberlegung prioritär wirkt“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3]. Allerdings heißt es darin weiter: „mag dies bei lebensgefährlichen Situationen sinnvoll sein, so gibt es genügend andere Situationen, in denen echt und ohne negative Konsequenzen für den Patienten die Dosis reduziert werden kann.“ [Lütolf/Vock 2005, S. 3]. Bei Lebensgefahr steht die Versorgung des Patienten zweifellos im Mittelpunkt und höhere Strahlungsdosis wäre vertretbar.

Außerdem sollte vom Anwender bedacht werden, dass nicht in allen Fällen ausgezeichnete Bildqualität notwendig ist. Bei bestimmten Röntgenbilddarstellungen, z.B. bei der Implantatentfernung, genügt auch eine verminderte Bildqualität, die weniger Strahlenexposition bedeutet. Mitunter spielt auch die Raumhelligkeit im Operationssaal bei der Röntgenbildbetrachtung eine nicht unerhebliche Rolle [Kreienfeld/Klimpel/Böttcher 2005] und sollte dementsprechend für eine gute Erkennbarkeit des Röntgenbildes eingestellt werden.

Die Beobachtungen ergaben, dass in mehreren Fällen versehentlich Strahlung über einen längeren Zeitraum ausgelöst wurde, infolge einer *versehentlichen Betätigung des Fußschalters*. Dadurch entstanden erhöhte Strahlungsdosiswerte. Aufgrund des speziellen Schuhwerks im Operationsbereich und durch die sehr flache Konstruktion des Fußschalters, der sich häufig nahe beim Operateur befindet, kann es zu solchen

Versehen kommen. Oft wird das Aussenden von Röntgenstrahlung in diesem Fall nicht bemerkt, da die einzige Warnleuchte auf dem Monitorwagen in Anbetracht des Operationsgeschehens übersehen werden kann. Zwar wird im Handbuch des C-Bogens folgender Hinweis gegeben: „Um unerwünschte Strahlung zu vermeiden, muss der Fußschalter im Fußschalterhalter eingehängt sein, wenn das Gerät in Betrieb, aber nicht in Benutzung ist.“ [Ziehm 2009, S. 3-3], doch dieser Hinweis wurde im gesamten Zeitraum der Studie von den Anwendern nicht beachtet. Die Durchführung ist durchaus hinderlich bzw. zeitaufwendig und daher für den Anwender während der Operation ungeeignet.

Aus diesem Grund sollte der Fußschalter anders konstruiert werden, um eine Fehlauslösung der Strahlung zu vermeiden. Ein Metallbügel über den Schaltern würde beispielsweise die Bedienung erschweren und nur bei direktem Hinschauen ermöglichen. Denkbar wäre auch eine Kombination aus einem Fuß- und einem Handschalter, die beide betätigt werden müssten, um Strahlung auszulösen. Ähnlich gestaltet sich auch die Bedienung beim Elektroschneidverfahren. Nachteilig ist jedoch, dass der Handschalter steril sein muss. Das Anschließen des Schalters vor jeder Operation, wie es beim Elektroschneiden auch notwendig ist, erweist sich dabei als unproblematisch.

Derzeitige Forschungen der Firma Siemens AG beschäftigen sich mit einem System, das es ermöglicht, ein Durchleuchtungsgerät mit den Augen zu steuern. Dabei filmt eine Kamera die Bewegung der Augen des Anwenders; eine Steuerung löst bei der Betrachtung eines bestimmten Punktes auf dem Monitor eine definierte Aktion, z.B. das Durchleuchten, aus. Momentan ist das System vor allem für die Angiografie gedacht, könnte aber durchaus auf die Durchleuchtung im Operationsbereich übertragen werden [Sterbak 2011].

Eine Verbesserung für die Strahlungswarnleuchte wäre eine ergänzende zweite Warnleuchte an anderer Position im Operationssaal bzw. die Kombination der Leuchte mit einem akustischen Signal.

Abschließend wird auf zwei weitere technische Möglichkeiten zur Strahlungsdosisreduktion hingewiesen: der *Röntgenaufnahmemodus* und die Verwendung von *Blenden*. Der Röntgenaufnahmemodus wird auch als „Schnappschuss“-Funktion bezeichnet und ermöglicht es, einzelne Bilder wie bei der konventionellen Röntgendiagnostik aufzunehmen. Dabei wird, unabhängig von der Betätigungsdauer des Auslöseschalters, nur

ein einzelner Röntgenpuls abgegeben. Vor allem für die Abschlusskontrolle, die gewöhnlich sowohl aus lateraler als auch aus anteriorer-posteriorer Projektionsrichtung vorgenommen wird, kann dieser Modus verwendet werden und bietet demnach die Möglichkeit während der Operation Dosis einzusparen. Die Blenden können in den Nutzstrahlengang eingefahren werden, um das Strahlungsfeld auf den zu betrachtenden Körperbereich zu begrenzen. Dadurch kann ebenfalls die Strahlungsdosis reduziert werden.

4.3 Strahlungsdosisreduktion durch Senkung der Pulsfrequenz

In der dritten Hypothese wird die Aussage getroffen, dass die Senkung der Pulsfrequenz bei gepulster Durchleuchtung ebenfalls eine Reduzierung der Patientenstrahlungsdosis bewirkt. Um diese Hypothese zu prüfen, wurden Daten im Klinikalltag erhoben und in Kapitel 3.2.2 ausgewertet.

In der Studie war es nicht möglich, den Vergleich zwischen Durchleuchtungen mit kontinuierlicher und mit gepulster Röntgenstrahlung zu ziehen, da die verwendeten Geräte der Firma Ziehm Imaging GmbH nur noch gepulste Röntgenstrahlung erzeugen. Als geeignete Vergleichsgrößen wurden daher u.a. zwei sich stark unterscheidende Pulsfrequenzen in Betracht gezogen. Es wurden jeweils die minimal (1 Puls/s) und die maximal (25 Pulse/s) mögliche Pulsfrequenz sowie eine Pulsfrequenz von 4 Pulsen/s untersucht. Da die Pulslänge unabhängig von der Pulsfrequenz gleich lang ist und bei der maximalen Pulsfrequenz mehr Röntgenstrahlungspulse in der Sekunde erzeugt werden als bei der minimalen Pulsfrequenz, dürfte die Strahlungsdosis selbst bei gleichbleibender Pulsintensität bei 25 Pulsen/s höher sein. Von der Pulsfrequenz von 1 Puls/s zur Pulsfrequenz von 4 Pulsen/s dürfte ebenfalls eine Erhöhung der Strahlungsdosis zu verzeichnen sein. Sofern die Pulsintensität verringert wird oder steigt, wäre eine zusätzliche Reduzierung bzw. Erhöhung der Strahlungsdosis zu vermuten.

Damit diese Fragestellung untersucht und nachgewiesen werden kann, wurden die Messwerte des Dosisflächenproduktes sowie von den berechneten Dosisflächenprodukten pro Zeit nach den Pulsfrequenzen gruppiert. Anschließend erfolgte die Berechnung der arithmetischen Mittel, wie in Kapitel 3.2.2 beschrieben wurde. Aus der Tabelle mit den Mittelwerten (Tabelle 10) ist erkennbar, dass die arithmetischen Mittel

des Dosisflächenproduktes pro Zeit die Hypothese 3 bestätigen: Eine höhere Pulsfrequenz (25 Pulse/s) bedeutet mehr Strahlungspulse in der Sekunde und dadurch eine Erhöhung der Strahlungsdosis. Eine geringere Pulsfrequenz bedeutet demnach weniger Strahlungsdosis für Patient und Operationspersonal. Vetter et al. haben in einer Studie ebenfalls diese Erkenntnis gewonnen: „Die [...] gepulste Durchleuchtung ermöglicht in Abhängigkeit von [...] der; d. V.] Pulsfrequenz eine deutliche Reduktion der Strahlenbelastung während Durchleuchtungsuntersuchungen“ [Vetter/Heckmann/Strecker 1998, S. 194].

Ursache für diese Strahlungsdosisreduktion bei Verwendung von gepulster Durchleuchtung ist, dass zwischen den einzelnen Strahlungspulsen eine Pause besteht und keine Strahlung ausgesendet wird. Die Länge der Strahlungspause hängt von der jeweiligen Pulsfrequenz ab und ist bei einer niedrigen Pulsfrequenz länger. In dieser Pause wird das zuvor erzeugte Röntgenbild angezeigt. „Bei der gepulsten Durchleuchtung entfällt gegenüber der kontinuierlichen Durchleuchtung die Strahlung in der Zeit zwischen zwei Pulsen. Dadurch wird, bezogen auf einen gleichen Zeitraum, Eingangsdosis eingespart.“ [Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996, S. 478].

Darüber hinaus erscheinen Röntgenbilder durch niedrig gepulste Strahlung schärfer als bei kontinuierlicher bzw. höher gepulster Strahlung. Denn durch die Dosiseinsparung aufgrund der kurzen Strahlungspulse besteht die Möglichkeit der Qualitätsverbesserung der einzelnen Röntgenaufnahmen je Puls: „Es kann für den Einzelpuls eine höhere Stromstärke und eine geringere Spannung gewählt werden.“ [Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996, S. 478]. Laut Herrmann et al. wird dadurch das Quantenrauschen verringert und der Kontrast erhöht (so auch bei Schumacher et al.). Dadurch kann möglicherweise die nicht allzu große Differenz der Mittelwerte des berechneten Dosisflächenproduktes pro Zeit der drei Pulsfrequenzen erklärt werden (Tabelle 10), was bereits in Kapitel 3.2.2 erwähnt wurde. Trotzdem wird pro Zeit noch Strahlungsdosis gespart.

Nachteilig ist eine geringere Pulsfrequenz jedoch für dynamische Vorgänge, z.B. bei Bewegungen am Patienten bzw. des C-Bogens. Da die längere Zeit zwischen den einzelnen Strahlungspulsen eine größere Lücke an Informationen bedeutet, sollten hierfür eher höhere Pulsfrequenzen eingestellt werden. „Handelt es sich um die Beurteilung dynamischer Vorgänge, so sind eine gute zeitliche Auflösung und somit höhere

Pulsraten vonnöten.“ [Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996, S. 478]. Dennoch ist die Bildqualität bei gepulster Durchleuchtung, wenn z.B. eine höhere Pulsfrequenz von 25 Pulsen/s verwendet wird, besser als bei kontinuierlicher Durchleuchtung. Letztere bewirkt bei Bewegungen eher ein „Verschmieren“ des Röntgenbildes. Vetter et al. nennen den Grund dafür: „Bei bewegten Objekten ist die Steigerung der Bildqualität mit einer verbesserten Ortsauflösung gegenüber der kontinuierlichen Durchleuchtung verbunden. Die Ursache hierfür liegt in der geringeren Bewegungsunschärfe bei der gepulsten DL.“ [Vetter/Heckmann/Strecker 1998, S. 194].

Eine geringere Pulsfrequenz kann hingegen ein Flimmern der Durchleuchtungsaufnahmen bewirken, das aber nach einer Eingewöhnungsphase nicht mehr als störend empfunden wird.

Nichtsdestotrotz eignet sich das Senken der Pulsfrequenz zur Strahlungs dosisreduktion. Außerdem kann die automatische Steuerung der Pulsfrequenz, die in der Studie deaktiviert wurde, empfohlen werden, da diese die Pulsfrequenz bei dezimierter Bewegung im Röntgenstrahlenfeld senkt und dadurch ebenfalls zur Strahlungs dosisreduktion beiträgt. Die Beobachtungen im Operationsbereich ergaben, dass die Einstellung der Pulsfrequenz oft vergessen wurde bzw. das Wissen darüber gar nicht vorhanden war, sodass die Steuerung am Gerät automatisch die Strahlungs dosis reduzieren könnte.

Herrmann et al. formulierten dazu: „Außerdem spielen bei der Anwendung der gepulsten Durchleuchtung das Strahlenbewusstsein und die Disziplin des Untersuchers eine wichtige Rolle, wie auch seine Bereitschaft, die Möglichkeiten der Dosisreduktion durch gepulste Durchleuchtung voll auszuschöpfen.“ [Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996, S. 479].

Diese Aussage kann durchaus auf die gesamten Wege zur Strahlungs dosisreduktion ausgeweitet werden und beschränkt sich nicht nur auf die gepulste Durchleuchtung. In diesem Zitat werden sowohl die technischen Möglichkeiten als auch die Chancen, die jeder Anwender von mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen zur Senkung der Strahlungs dosis hat, miteinander verknüpft.

4.4 Bildqualitätsverbesserung durch die Funktion „Adipöser Patient“

Wie bereits erwähnt, stellt die Funktion „Adipöser Patient“ eine Besonderheit an den mobilen Durchleuchtungsanlagen der Firma Ziehm Imaging GmbH dar.

Die Auswertungen in Kapitel 3.2.3 zeigen, dass diese Funktion sehr selten genutzt wurde. Von den insgesamt 85 Operationen der Studie fand die Funktion bei acht Operationen über die gesamte Schnitt-Naht-Zeit Anwendung.

Wesentlicher, von der Herstellerfirma angestrebter Vorteil dieser Funktion ist die *Verbesserung der Durchleuchtungsaufnahmen* bei übergewichtigen Patienten. Im Gegensatz dazu steht aber eine höhere Dosis und die Unsicherheit, ob die Funktion tatsächlich die Bildqualität verbessert.

In Abbildung 29 wurde die *Häufigkeitsverteilung des Gewichts* der Patienten dieser Studie dargestellt. Dem Maßstab des BMI zufolge waren 62 % dieser Patienten übergewichtig und adipös. Dieser hohe Anteil ist möglicherweise darauf zurückzuführen, dass bei übergewichtigen Patienten häufiger eine Operation an der Wirbelsäule bzw. der Lendenwirbelsäule erforderlich ist. Zu den Patienten wurde allerdings keine Anamnese erfasst, die Aufschluss über die Ursache der Verletzung geben könnte. Es ist aber davon auszugehen, das Übergewicht die Verletzung begünstigt hat.

Bei weiteren 36 Patienten hätte die Funktion „Adipöser Patient“ zur besseren Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen des Patienten aktiviert werden können. Dies war aber, wie die Ergebnisse zeigen, nicht der Fall. Erkennbare Gründe liegen nicht vor, sodass von einer subjektiven Entscheidung des Operateurs ausgegangen werden kann.

Aufgrund der Bestrebungen Dosis einzusparen, wurde untersucht, ob diese Funktion möglicherweise das Reduzieren der Dosis unterstützen könnte. Die Ergebnisse in Tabelle 11 zeigen, dass die arithmetischen Mittel berechnet aus den Messwerten des Dosisflächenproduktes und aus den Werten des Dosisflächenproduktes pro Zeit der beiden Gruppen „aktiviert“ und „deaktiviert“ voneinander abweichen. Entgegen den Erwartungen sind jedoch die beiden Mittelwerte der Dosisflächenprodukte und der Dosisflächenprodukte pro Zeit für die Operationsschritte vom Typ „Schraubenplatzierung“, bei denen die Funktion „Adipöser Patient“ aktiviert wurde, höher. Eine Nichtaktivierung der Funktion weist geringere Mittelwerte auf.

Zu dieser *Erhöhung der Strahlungsdosis* beim Aktivieren der Funktion tragen wesentlich die Anhebung des Röhrenstroms sowie die Absenkung der Röhrenspannung bei, so das Prinzip der Funktion (vgl. Kapitel 2.1.1). Nach Aussage der Herstellerfirma wird die höhere Strahlungsdosis zu Gunsten der besseren Bildqualität in Kauf genommen.

Eine *Reduzierung der Strahlungsdosis* bei Aktivierung der Funktion „Adipöser Patient“ wäre daher eher über kürzere Durchleuchtungszeiten zu erreichen. Die mithilfe der Funktion erreichte Verbesserung der Röntgenbildqualität bringt eine bessere Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen des adipösen Patienten. Daher sind weniger Aufnahmen notwendig, bis ein gutes Röntgenbild erzielt wird und die Durchleuchtungszeit könnte auf diese Weise gesenkt werden.

Trotz der Erhöhung der Strahlungsdosis bei Aktivierung der Funktion ist sie für die bessere Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen durchaus hilfreich. Genutzt wurde die Funktion in den beobachteten Fällen dennoch selten. *Geringes Wissen* über diese Funktion vom Anwender bietet erste Erklärungsansätze. Während der Beobachtungen im Operationsbereich konnte festgestellt werden, dass den Anwendern diese Funktion an den C-Bögen der Firma Ziehm Imaging GmbH unbekannt war. Stattdessen mussten die Operateure auf die Funktion hingewiesen werden. Beim Einsatz dieser Funktion wurden dann verbesserte Röntgenbilder wahrgenommen und dadurch der Hinweis dankend angenommen. Ein Nachweis der Röntgenbildverbesserung kann hier leider aus Datenschutzgründen nicht erfolgen.

Im weiteren Verlauf der Beobachtungen konnte festgestellt werden, dass die Entscheidung zur Anwendung der Funktion trotzdem stark nach der subjektiven Einschätzung des Operators verlief. Mitunter waren die anatomischen Strukturen ohne Funktion auch besser erkennbar, obwohl der Patient übergewichtig war. Ein *Hilfsmittel* zur besseren Entscheidung über das Einschalten der Funktion könnte der BMI darstellen. Mit Hilfe seiner Einteilung könnte eine Grenze festgelegt werden, ab wann die Funktion einzuschalten ist.

Generell ist die Nutzung der Funktion „Adipöser Patient“ im Bezug auf die Röntgenbildverbesserung positiv ausgefallen. Nachteilig bleibt jedoch die erhöhte Strahlungsdosis bei Funktionsaktivierung. Offen bleibt des Weiteren die subjektive Entscheidung zur Aktivierung der Funktion. Vorrang hat die gute Erkennbarkeit der anatomischen Strukturen und dient damit als erste Leitlinie für den Anwender.

4.5 Fehlerbetrachtung

Da diese Studie eine Analyse der Verwendung von mobilen Röntgendurchleuchtungsgeräten im klinischen Alltag ist und Beobachtungen in der Praxis angestellt wurden, ist die Studie nicht mit Experimenten unter Laborbedingungen vergleichbar. Daher ist es notwendig, systematische und zufällige Fehler bewusst zu machen, die die Erhebungen und Messgrößen beeinflussen könnten. Im Folgenden sollen diese betrachtet und diskutiert werden.

4.5.1 Systematische Fehler

Umwelteinflüsse

Klimaeinflüsse wie die Raumtemperatur und Luftfeuchtigkeit könnten sowohl Messabweichungen bei den Messgeräten als auch Funktionsabweichungen beim Betrieb des C-Bogens bewirken. Dabei haben allerdings eher starke Schwankungen der Klimabedingungen einen Einfluss auf die Funktion der Geräte. Starke Schwankungen kommen im Operationsbereich aber selten vor, da die Klimabedingungen zugunsten der Hygiene konstant gehalten werden müssen. Außerdem bleibt die Temperatur an der Röntgenröhre durch das Kühlsystem des C-Bogens weitestgehend konstant.

Die *elektromagnetische Verträglichkeit* in Bezug auf andere zeitgleich verwendete Geräte wurde laut Herstellerangaben geprüft und ist unbedenklich [Ziehm 2009, S. 3-4], sodass dies als Fehlerquelle ausgeschlossen werden kann.

Messgeräte und Mobile Durchleuchtungsgeräte

Die in den Durchleuchtungsgeräten integrierten *Messeinheiten* für das Dosisflächenprodukt sind nicht vollkommen. Bei dem Flächendosimeter der mobilen Durchleuchtungsanlage mit der Seriennummer 9576 kann es aufgrund von unzureichender Eichung zu Messungsungenauigkeiten kommen.

Die Berechnung des Dosisflächenproduktes bei den übrigen drei Durchleuchtungsgeräten ist keine Messung des tatsächlichen Dosisflächenproduktes, sondern eher eine Schätzung. Deshalb können auch hier Ungenauigkeiten bei der Bestimmung des Dosisflächenproduktes auftreten. Allerdings wurde vor der Datenaufnahme für die Studie ein Abgleich bzw. eine Justierung der Messeinrichtung für das Dosisflächenprodukt vorgenommen, die in Kapitel 2.2.1 beschrieben ist. Sodass, wie die Ergebnisse des Abgleichs

zeigen (vgl. Kapitel 3.1.2), nach der Justierung kaum eine Abweichung von der Messung mit einem externen Messgerät besteht. Da das externe Messgerät regelmäßig einer Eichung unterzogen wird, ist auch dieser Einfluss zu vernachlässigen.

In diesem Zusammenhang wurden für die Messwerte bei einer *Pulsfrequenz* von 1 Puls/s Ungenauigkeiten festgestellt. Die Beobachtungen ergaben, dass trotz der deaktivierten automatischen Steuerung der Pulsfrequenz das Gerät diese zunächst auf 25 Pulse/s erhöhte und dann den Bruchteil einer Sekunde später wieder auf 1 Puls/s einstellte. Vom Gerät wird die höhere Pulsfrequenz zu Beginn der Durchleuchtungssequenz benötigt, um alle Parameter für eine optimale Röntgenbilddarstellung einzustellen.

Trotz der Deaktivierung der Automatik zur Pulsfrequenzsteuerung an den mobilen Durchleuchtungsanlagen erfolgt die Regelung von Röhrenspannung und -strom weiterhin automatisch aufgrund der Belichtungssteuerung. Durch diese Automatik wird das Dosisflächenprodukt ebenfalls beeinflusst. Das Umstellen auf Handbetrieb zur manuellen Steuerung würde aber bewirken, dass sich die Anwendung der Durchleuchtung sehr aufwendig gestaltet.

Auch bei der *Messung der Durchleuchtungszeit* können geringfügige Fehler auftreten, da die Zeit in Sekunden angegeben wird. Eine Zeiterfassung in kleineren Schritten ist nicht möglich. Bei Beendigung der Durchleuchtung wird der Anzeigewert stets gerundet. Mitunter wurde bei manchen Operationsschritten unter einer Sekunde durchleuchtet. Aufgrund der Zeitanzeige in Sekunden wird die Durchleuchtungsdauer hier auf eine volle Sekunde gerundet.

Patient

Der Körperbau, das jeweilige Krankheitsbild sowie weitere Faktoren des Patienten sind sehr variabel und haben einen starken Einfluss auf die Messergebnisse. Aufgrund der Unterschiedlichkeit der Patienten ist der Einfluss der einzelnen Faktoren schwer charakterisierbar. Standardmaße eines Patienten sind in der Realität nicht zu finden, so auch in dieser Studie. Das Kreisdiagramm zur Darstellung der Häufigkeitsverteilung der Patienten nach dem BMI (Abbildung 29) zeigt, dass es kaum Patienten gab, die sich den Idealmaßen angenähert haben. Im Gegenteil: 62 % der Patienten sind übergewichtig.

4.5.2 Zufällige Fehler

„Auch bei peinlichster Konstanthaltung äußerer Einflüsse und größtem Bemühen um exakte Wiederholungen der Messung stellt man fest, dass die numerischen Resultate in einem gewissen Streubereich liegen und zufallsbedingt schwanken.“ [Gränicher 1994, S. 3-1].

Experimentator

Dem Experimentator sind ebenfalls *Einflüsse auf die Messwerte* durch Fehler bei der Durchführung der Studie anzurechnen.

Durch Ablesefehler können die Messwerte fehlerbehaftet sein. Da die Beobachtungen im vom Zeitdruck geprägten klinischen Alltag durchgeführt wurden, entstanden manchmal Situationen, in denen die Operationsschritte nicht genau unterscheidbar waren.

Darüber hinaus war aufgrund der Hygienevorschriften im Operationsbereich ein Herantreten an den Operationstisch nicht immer möglich, sodass die Identifikation des Handlungsschrittes sowie die Notierung der Beobachtungen in manchen Fällen behindert wurden. Auch erwies sich bei einer schnellen Abfolge von Operationsschritten das Notieren der Messwerte als schwierig.

Außerdem führte die handschriftliche Notiz der Messwerte und Beobachtungen gelegentlich zu Fehlübertragungen in die Datenbank. Die Unleserlichkeit führte überwiegend zu Zahlenverdrehungen. Eine andere Möglichkeit zur Notierung bestand allerdings nicht. Zur wesentlichen Verbesserung der Leserlichkeit trug aber das übersichtliche Operationsprotokoll (siehe Anhang B) bei, das während jeder Operation als leerer Vordruck zur Messwertenotierung diente.

Um den Ärzten die Möglichkeiten zur Bildverbesserung und Dosisreduktion aufzuzeigen, hat der Experimentator die Ärzte auf die Funktionen des C-Bogens, z.B. die Funktion „Adipöser Patient“, hingewiesen. Dadurch hat der Experimentator in die Beobachtungen eingegriffen. Aufgrund dessen konnten aber die Möglichkeiten zur Dosisreduktion untersucht werden. Ohne die Hinweise auf die Funktion des C-Bogens wäre eine Untersuchung der Wirksamkeit dieser Funktionen nicht möglich gewesen, da sie kaum bekannt waren.

Operateur und Operationsverfahren

Das Handeln des Operators ist sehr individuell. Jeder Operator hat einen anderen Wissens- und Erfahrungsstand sowie eigene Gewohnheiten bzw. Vorlieben. Die in Kapitel 3.2.1 beschriebene Analyse der Einflussnahme des Operators verdeutlicht dessen wesentlichen Einfluss auf die Messwerte.

So wie die Variabilität des Operators die Höhe der Messwerte wesentlich beeinflusst, wirkt auch das Operationsverfahren bzw. der Operationsverlauf auf die Messwerte. Insofern ist das jeweilige Krankheitsbild für den nötigen Eingriff verantwortlich. Je nach Anzahl der Operationsschritte werden dann die Messwerte Dosisflächenprodukt und Durchleuchtungszeit reguliert. Außerdem kann es bei jedem Eingriff zu einem unvorhergesehenen andersartigen Verlauf kommen, sodass die vermeintliche Standardprozedur abweicht. Letztlich werden auch dadurch die Messwerte beeinflusst.

Darin findet sich möglicherweise eine Erklärung für die starken Extremwerte, die in Abbildung 25 erkennbar sind. Die Extremwerte kamen möglicherweise durch Zwischenfälle oder durch zahlreiche durchleuchtungsrelevante Operationsschritte während einer Operation kombiniert mit einem hohen Kontrollbedürfnis des Operators zustande.

5 Ausblick

Im vorangegangenen Kapitel wurden die am Anfang dieser Diplomarbeit formulierten Hypothesen in Bezug zu den Ergebnissen der Beobachtungen im Operationsbereich gesetzt sowie deren Bedeutsamkeit und Relevanz diskutiert. Prinzipiell hat sich die Auswertung der Daten für diese Studie als sehr umfangreich und vielschichtig herausgestellt, da viele Faktoren gleichzeitig berücksichtigt werden müssen. Einige der Einflussfaktoren, wie z.B. die Beschaffenheit des Patienten und das individuelle Handeln des Operators, stellen sich als stark variabel und schwer erfassbar heraus. Die Erfassung ist daher subjektiv und es erwies sich als besonders schwierig diese zu quantifizieren.

Im Mittelpunkt der Betrachtungen stand die Bedienung der mobilen Durchleuchtungsanlagen durch den Operator. Aufgrund der vielfach beobachteten Unsicherheit des Anwenders im Umgang mit den Geräten wurden praktische Hinweise für den Klinikalltag gegeben.

Die Umsetzung dieser praktischen Hinweise konnte im Rahmen der Studie nicht überprüft werden, worin sich eine zukünftige Beobachtungsaufgabe ergibt. Inwiefern diese umgesetzt werden, schließt eine weitere fortführende Aufgabe an: die regelmäßige Kontrolle der Anwendung dieser praktischen Hinweise. Dabei sollen auch in Zukunft die Bemühungen auf Einsparung von Durchleuchtungszeit bzw. Strahlungs dosis ausgerichtet sein.

Neben der Bedienung eines C-Bogens wurden verschiedene Funktionen an den C-Bögen zur Dosisreduktion untersucht. Auch hier sollten in Zukunft weitere Studien zur Verwendung von diesen Funktionen folgen. Insbesondere sei auf die im Diskussionsteil erwähnte „Schnappschuss“-Funktion und die Verwendung von Blenden verwiesen, die im Rahmen der Studie nicht näher auf ihr Potenzial zur Dosisreduktion untersucht werden konnten. Darüber hinaus konnte die Verwendung der Zoomfunktion („MAG X“) nicht in dieser Studie überprüft werden, sodass diese ebenfalls in einer weiteren Studie untersucht werden könnte. Auch bei der Untersuchung der Funktion „Adipöser Patient“ blieben Probleme ungeklärt, die in weiteren Studien analysiert werden könnten:

tatsächliche Verbesserung des Röntgenbildes, Senkung der Strahlungs dosis über die Verringerung der Durchleuchtungszeit und die Verwendung der Funktion im Klinikalltag.

Nicht zuletzt könnte eine Ausweitung der Fallzahl an beobachteten Operationen in zukünftigen Studien die Erkenntnisse stärker bestätigen und ausdifferenzieren.

Mobile Röntgendurchleuchtungsanlagen werden auch in Zukunft eine wesentliche Rolle in der Chirurgie spielen. Der Wunsch nach exzellenteren Röntgenbildern mit hervorragender Detailerkennbarkeit bei gleichzeitiger professioneller Automatisierung des Röntgenaufnahme prozesses wird immer stärker. Daher werden mobile Röntgendurchleuchtungsgeräte kontinuierlich weiterentwickelt. Vor allem stellt die Ausreifung der Flachdetektortechnologie einen gegenwärtigen Forschungsschwerpunkt dar. Nach knapp 15 Jahren Anwendung der Flachdetektoren wäre ein Vergleich der Effektivität und Attraktivität zwischen dem abgelösten Röntgenbildverstärker und dem Flachdetektor interessant. Ansätze wurden bereits in einer Praktikumszeit durch den Autor der Studie getätigt und bieten weitere Anknüpfungspunkte für zukünftige Forschungsarbeiten.

Ein weiteres aktuelles Forschungsthema ist der Versuch, in die klassische Durchleuchtungsanlage eine Videokamera einzubinden und das Röntgenbild mit einem Videobild zu überlagern. Vorteil dieses Systems ist, dass der Arzt sehr präzise die Position am Körper des Patienten bestimmen kann [Beitrag der ARD-Fernsehsendung „W wie Wissen“ vom 06.03.2011]. An der Erforschung des Verfahrens „Erweiterte Realität“ ist zurzeit die Technische Universität und der Ludwig-Maximilians-Universität in München beteiligt. Inwiefern dies zukünftig in der Praxis eingesetzt wird, ist offen und bietet damit weitere Ansätze für Untersuchungen im Operationsbereich, dem es sich im Sinne der Dosisreduktion zu widmen gilt.

Literaturverzeichnis

Anschütz 2008

Anschütz, M.: Einführung in die digitale Radiografie. In: Radiopraxis. - Stuttgart : Georg Thieme Verlag. - 1 (2008) 2, S. 83 - 92

Bott/Wagner/Teistler 2006

Bott, Oliver J. ; Wagner, Markus ; Teistler, Michael ; Duwenkamp, Christopher ; Ahrens, Christoph A. ; Grobe, Jan-Henrik ; Kimmel, Robert ; Lörchner, Andre ; Raab, Björn ; Stürmer, Klaus M. ; Pretschner, Dietrich P. ; Dresing, Klaus: virtX - Ein rechnergestütztes System zum Training des intraoperativen Einsatzes eines mobilen Bildverstärkers. Online publiziert in: GMS Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie. URL: <<http://www.egms.de/static/pdf/journals/mibe/2006-2/mibe000035.pdf>>, 2006;2(3):Doc16.

Brix/Veit/Häusler 2010

Brix, Gunnar ; Veit, Richard ; Häusler, Uwe: Strahlenhygiene in der medizinischen Röntgenbildgebung : Teil 2: Expositionsbestimmung und Strahlenschutzmaßnahmen. In: Der Radiologe. - Heidelberg : Springer Medizin Verlag. - 50 (2010)10, S. 913 - 928

Dresing 2011

Dresing, Klaus: Röntgen in Unfallchirurgie und Orthopädie : Ein Update über physikalische und biologische Auswirkungen, sinnvolle Anwendung und Strahlenschutz im Operationssaal. In: Operative Orthopädie und Traumatologie. - Berlin : Springer-Verlag. - 23 (2011)1, S. 70 - 78

Fercher 1999

Fercher, Adolf Friedrich: Medizinische Physik : Physik für Mediziner, Pharmazeuten und Biologen. - 2. Aufl. Wien : Springer-Verlag, 1999

Friedl 1992

Friedl, Wilhelm: Vereinfachte Operationstechnik und verkürzte Durchleuchtungszeit bei der dorsalen Stabilisierung von Wirbelsäulenfrakturen. In: Der Chirurg. - Heidelberg : Springer-Verlag. - 63 (1992)11, S. 980 - 983

Frigren 1999

Frigren, Suzanne (Europäische Kommission, Generaldirektion Umwelt, Nukleare Sicherheit und Katastrophenschutz): Strahlenschutz 109 : Leitlinien für diagnostische Referenzwerte bei medizinischen Strahlenexpositionen. URL: <http://www.klinikum.uni-heidelberg.de/uploads/media/Referenzwerte_Leitlinie_109.pdf>, verfügbar am 15.03.2011

Fuchs/Modler/Schmid 1999

Fuchs, Michael ; Modler, Herbert ; Schmid, Alois ; Stürmer, Klaus M.: Strahlenschutz im Operationssaal. In: Operative Orthopädie und Traumatologie. - München : Urban & Vogel. - 11 (1999)4, S. 328 - 333

Gosch/Ratzmer/Berauer 2007

Gosch, Dieter ; Ratzmer, Andre ; Berauer, P. ; Kahn, Thomas: Influence of Grid Control and Object Detection on Radiation Exposure and Image Quality using Mobile C-Arms – First Results. In: RöFo : Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren. - Stuttgart : Georg Thieme Verlag. - 179 (2007)9, S. 896 - 900

Gränicher 1994

Gränicher, Heini: Messung beendet – was nun? : Einführung und Nachschlagewerk für die Planung und Auswertung von Messungen. - Zürich und Stuttgart : vdf Hochschulverlag AG an der ETH Zürich und B. G. Teubner, 1994

Herrmann/Helmberger/Waggershauser 1996

Herrmann, Karin ; Helmberger, Thomas ; Waggershauser, Tobias ; Schätzl, Manfred ; Allmendinger, Harald ; Reiser, Maximilian: Erste Erfahrungen mit gepulster Durchleuchtung an einer multifunktionellen Durchleuchtungsanlage. In: RöFo : Fortschritte auf dem Gebiet der Röntgenstrahlen und der bildgebenden Verfahren. - Stuttgart : Georg Thieme Verlag. - 165 (1996)5, S. 475 - 479

Koenig/Wolff/Mettler 2001

Koenig, Titus R. ; Wolff, Detlev ; Mettler Fred A. ; Wagner, Louis K.: Skin Injuries from Fluoroscopically Guided Procedures: Part 1, Characteristics of Radiation Injury. In: American Journal of Roentgenology. - American Roentgen Ray Society. - 177 (2001)Jul, S. 3 - 11

Kreienfeld/Klimpel/Böttcher 2005

Kreienfeld, Helmut ; Klimpel, Herbert ; Böttcher, Volker: Anwendung von Röntgenstrahlung im Operationsbereich : Grundlagen und Röntgenverordnung, Strahlungserzeugung und Strahlenschutz. In: Krettek, Christian (Hrsg.) ; Aschemann, Dirk (Hrsg.): Lagerungstechniken im Operationsbereich. - Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2005

Krieger 1998

Krieger, Hanno: Strahlenphysik, Dosimetrie und Strahlenschutz. - Bd. 1. Grundlagen. - 4. Aufl. Stuttgart : B. G. Teubner, 1998

Kyphon 2010

Medtronic GmbH ; Kyphon: Ballon-Kyphoplastie, Verfahren Schritt für Schritt. URL: <<http://www.kyphon.com/de/Patient.aspx?contentid=16&siteid=5>>, verfügbar am 02.02.2011

Lehn/Wegmann 2000

Lehn, Jürgen ; Wegmann, Helmut: Einführung in die Statistik. - Stuttgart : B. G. Teubner, 2000

Loose/Busch/Wucherer 2005

Loose, Reinhard ; Busch, Hans-Peter ; Wucherer, Michael: Digitale Radiographie und Fluoroskopie. In: Der Radiologe. - Heidelberg : Springer Medizin Verlag. - 45 (2005)8, S. 743 - 755

Lütolf/Vock 2005

Lütolf, Marcus ; Vock, Peter: Stellungnahme der SGR-SSR zur Arbeit: Investigation de la pratique radiologique en suisse: Fluoroscopie diagnostique et interventionelle. - Chur/Bern. URL: <http://webdev7.gsinfo.ch/SGRSSR10_WEB/PDF/Radioprotection/Investi-Fluoro-OSUR1a.pdf>, verfügbar am 16.03.2011

Magerl/Aebi/Gertzbein 1994

Magerl, Friedrich P. ; Aebi, Max ; Gertzbein, Stanley D. ; Harms, Jürgen ; Nazarian, S.: A comprehensive classification of thoracic and lumbar injuries. In: European Spine Journal. - Berlin : Springer Verlag. - 3 (1994)4, S. 184 - 201

Morneburg 1995

Morneburg, Heinz (Hrsg.): Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. - 3. Aufl. München : Publicis-MCD-Verlag, 1995

Northern Physics Services 2011

Northern Physics Services: Simplifies basic X-ray measurements. URL: <http://www.northernphysics.co.uk/RTI_Electronics/Solidose.html>, verfügbar am 01.02.2011

Olle 2010

Olle, Alexandra ; Olle, Reinhard: Wirbelsäule allgemein. URL: <http://www.all-natura.de/schlaf-ratgeber/wirbelsaeulen-probleme/wirbelsaeule_startseite.html>, verfügbar am 02.02.2011

Reich 1990

Reich, Herbert (Hrsg.): Dosimetrie ionisierender Strahlung : Grundlagen und Anwendungen. - Stuttgart : B. G. Teubner, 1990

Sachs 2002

Sachs, Lothar: Angewandte Statistik : Anwendung statistischer Methoden. - 10. Aufl. Berlin : Springer-Verlag, 2002

Schlegel/Bille 2002

Schlegel, Wolfgang ; Bille, Josef: Medizinische Physik. - Bd. 2. Medizinische Strahlenphysik. - Berlin : Springer-Verlag, 2002

Schumacher/Brzezinska/Allmendinger 2007

Schumacher, Reinhard ; Brzezinska, Ryta ; Allmendinger, Harald: Optimierung einer gepulsten DL in der Kinderradiologie am Beispiel des Miktionszysturethrogramms. In: kind&radiologie : Das Magazin für die Pädiatrische Radiologie. - Friedrichsdorf : carta.media GmbH. - (2008)16, S. 35 - 39

Schweizerische Eidgenossenschaft 2008

Schweizerische Eidgenossenschaft: Merkblatt R-06-05 : Diagnostische Referenzwerte für die Interventionelle Radiologie und die Kardiologie. - München : Siemens AG. - (2008)1, S. 80 - 81

Signus 2011

SIGNUS Medizintechnik GmbH: Produkte. URL: <<http://signus-med.de/index.php?id=3>>, verfügbar am 11.03.2011

Spahn/Heer/Freytag 2003

Spahn, Martin ; Heer, Volker ; Freytag, Rudolf: Flachbilddetektoren in der Röntgen-diagnostik. In: Der Radiologe. - Heidelberg : Springer Medizin Verlag. - 43 (2003)5, S. 340 - 350

Sterbak 2011

Sterbak, Rolf (Siemens AG): Intuitiv das Richtige tun. In: Pictures of the Future : Die Zeitschrift für Forschung und Innovation. - München : Siemens AG. - (2008)1, S. 80 - 81

Storm 1995

Storm, Regina: Wahrscheinlichkeitsrechnung, mathematische Statistik und statistische Qualitätskontrolle. - 10. Aufl. Leipzig : Fachbuchverlag Leipzig GmbH, 1995

Stöcker 1994

Stöcker, Horst: Taschenbuch der Physik : Formeln, Tabellen, Übersichten. - 2. Aufl. Frankfurt am Main : Verlag Harri Deutsch, 1994

Stroppe 2005

Stroppe, Heribert: Physik für Studenten der Natur- und Ingenieurwissenschaften. - 13. Aufl. München : Fachbuch-Verlag Leipzig im Carl Hanser Verlag, 2005

Synthes 2010 (1)

Synthes GmbH: Synthes Anterior Fracture Solution. URL: <<http://www.synthes.com/html/Anteriore-Stabilisierung.7178.0.html?&L=1>>, verfügbar am 16.11.2010

Synthes 2010 (2)

Synthes GmbH: Oracle Cage System. URL: <<http://www.synthes.com/html/Laterale-Stabilisierung.8647.0.html?&L=1>>, verfügbar am 11.11.2010

Vetter/Heckmann/Strecker 1998

Vetter, Sylvia ; Heckmann, H. ; Strecker, Ernst-Peter ; Busch, Hans-Peter ; Kamm, Karl-Friedrich ; Allmendinger, Harald: Klinische Aspekte zu Bildqualität und Dosis bei gittergesteuerter gepulster Durchleuchtung. In: Aktuelle Radiologie. - Stuttgart : Georg Thieme Verlag. - 8 (1998)4, S. 191 - 195

Wagner/Duwenkamp/Ahrens 2009

Wagner, Markus ; Duwenkamp, Christopher ; Ahrens, Christoph A. ; Plischke Maik ; Stürmer, Klaus M. ; Dresing, Klaus ; Bott, Oliver J.: virtX: ein Lehr- und Lernsystem für mobile Röntgengeräte zur Verbesserung der Ausbildung im Strahlenschutz. Online publiziert in: GMS Medizinische Informatik, Biometrie und Epidemiologie. URL: <<http://www.egms.de/static/pdf/journals/mibe/2009-5/mibe000081.pdf>>, 2009;5(1):Doc02.

Wehner 2010

Wehner, Jürgen: Wirbelsäule und Wirbelkörper. URL: <<http://www.medizininfo.de/orthopaedie/anatomie/wbs.htm>>, verfügbar am 11.11.2010

Weidt 2010

Weidt, Friedrich (Förderkreis für Patienten der Abteilung Rückenmarkverletzte der BG-Kliniken Bergmannstrost Halle/Saale e.V.): Rückenmarkverletzte werden in Zentren zur Behandlung Querschnittgelähmter behandelt warum? URL: <<http://www.qz-halle.de/querschnittzentren.htm>>, verfügbar am 11.11.2010

Weigel/Nerlich 2005

Weigel, Bernhard ; Nerlich, Michael: Praxisbuch Unfallchirurgie. - Bd. 1. Praxisbuch Unfallchirurgie. - Berlin : Springer-Verlag, 2005

Wirth 2000

Wirth, Alfred: Adipositas : Epidemiologie, Ätiologie, Folgekrankheiten, Therapie. - 2. Aufl. Berlin : Springer-Verlag, 2000

Wucherer/Loose 2005

Wucherer, Michael ; Loose Reinhard: Berufliche Strahlenexposition. In: Der Radiologe.- Heidelberg : Springer Medizin Verlag. - 45 (2005)3, S. 291 - 302

Ziehm 2007

Ziehm Imaging GmbH: Ziehm Vision FD : Service Manual. - 26451/28121 - Nürnberg : Ziehm Imaging GmbH, 2007

Ziehm 2009

Ziehm Imaging GmbH: Ziehm Vision Familie : Gebrauchsanweisung. - P_26365/CD_28188 - Nürnberg : Ziehm Imaging GmbH, 2009

Ziehm 2010

Ziehm Imaging GmbH: URL: <<http://www.ziehm.com/de>>, verfügbar am 24.01.2011

Zimmer-Brossy 2008

Zimmer-Brossy, Marianne (Hrsg.): Lehrbuch der Röntgendiagnostischen Einstellungstechnik. - 6. Aufl. Heidelberg : Springer Medizin Verlag, 2008

Normen:

- DIN EN 60580. Medizinische elektrische Geräte - Dosisflächenprodukt-Messgeräte
- DIN 6868 Teil 4. Sicherung der Bildqualität in röntgendiagnostischen Betrieben; Konstanzprüfung an medizinischen Röntgeneinrichtungen zur Durchleuchtung

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre, dass ich die vorliegende Arbeit selbständig und nur unter Verwendung der angegebenen Literatur und Hilfsmittel angefertigt habe.

Halle, 03.06.2011

Datum

Johannes Wergin

Unterschrift

Danksagungen

An dieser Stelle danke ich Herrn Prof. Dr. Hinderer, der mich in meinem Diplom-arbeitszeitraum betreute. Seine Hinweise und Ideen trugen wesentlich zum Gelingen dieser Diplomarbeit bei. Ich bin dankbar für seine Geduld, Fragen gemeinsam zu disku-tieren sowie Schlussfolgerungen zu formulieren und insbesondere für die Hilfestellung sowohl bei fachlichen, als auch bei formellen Fragen.

Desweiteren danke ich der Klinik für Bildgebende Diagnostik und Interventions-radiologie an den BG Kliniken Bergmannstrost in Halle/ Saale sowie der Firma Ziehm Imaging GmbH. Ihrer beider Forschungsinteresse ebnete den Weg für die vorliegende Studie.

Dabei möchte ich der Diplomstelle für die medizinisch fachliche Unterstützung danken. Darüber hinaus danke ich dem Personal des Operationsbereichs für die Zusammenarbeit und die Geduld, insbesondere bei der Zuordnung der vier C-Bögen zur jeweiligen aus-gewählten Operation.

Der medizintechnischen Abteilung danke ich für ihre Unterstützung bei technischen Fragen und Schwierigkeiten sowie für alle gemeinsamen Überlegungen und Diskussio-nen im Zusammenhang mit meiner Diplomarbeit.

Der Firma Ziehm Imaging GmbH danke ich für Ihre Kooperation und Beratung, die ein gelingendes Arbeiten mit ihren Geräten sicherte.

Ein besonderer Dank gilt Frau Prof. Dr. Helbig, die sich Zeit für mich genommen hat und in diesem Rahmen sehr hilfreiche Hinweise für die statistische Auswertung gab. Dadurch war eine gut strukturierte Auswertung der Daten möglich.

Meine abschließenden Dankesworte gelten im Besonderen meiner Frau Anca und mei-nen Eltern, die mich in meiner Diplomphase begleitet und unterstützt haben. Für die mentale und finanzielle Unterstützung während meines Studiums danke ich meinen Eltern. Über alldem danke ich von Herzen Gott – der Glaube an ihn gab mir in schwie-rigen Zeiten während der Arbeit an meinem Diplom Kraft, um an diesem Ziel anzuge-langen.

Anlagen

A.	Begleitete Operationen und Operationsschritte.....	A-II
B.	Protokollbeispiele von begleiteten Operationen.....	A-III
C.	Teilabnahmeprotokolle für die Voreinstellungen an den mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen.....	A-X
D.	Hinweise zur Benutzung von C-Bögen	A-XXII

A. Begleitete Operationen und Operationsschritte

Operationsart	Operationsschritt								
	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)	(9)
Dorsale Fusion	Vordringen bis zur Behandlungsstelle an der Wirbelsäule (r) ³⁷	Kanäle für Pedikelschrauben erzeugen (R) ³⁸	Einbringen von Pedikelschrauben (R)	Entfernen der Dornfortsätze (r)	Gestänge-Platzierung (r)				
Ventrale Fusion und Transcorporale ventrale Fusion		Bandscheibe, Teile davon oder Wirbelkörper entfernen (r)	Cage-Größe festlegen mithilfe von Probe-Cages (R)	Cage mit knochenähnlicher Substanz füllen	Cage-Platzierung (R)				
			Wirbelsäulen-Cage einpassen (R)	WS-Cage mit Knochenmaterial füllen					
Ventrodorsale Fusion		Kanäle für Pedikelschrauben erzeugen (R)	Einbringen von Pedikelschrauben (R)	Entfernen der Dornfortsätze (r)	Bandscheibe oder Teile davon entfernen (r)	Cage-Größe festlegen mithilfe von Probe-Cages (R)	Cage mit Knochenmaterial aus Dornfortsätzen füllen	Cage-Platzierung (R)	Gestänge-Platzierung (r)
Ventrolaterale Fusion					Platzierung der ALIF-Platte (r)				
Bandscheibenprothese		Bandscheibe entfernen (r)	Bandscheibenfach weiten (R)	Platzierung Bandscheibenprothese (R)					

³⁷ (r) = gelegentliches Anwenden von Röntgendurchleuchtung zur Kontrolle

³⁸ (R) = häufiges Anwenden von Röntgendurchleuchtung zur Kontrolle

B. Protokollbeispiele von begleiteten Operationen

Nr.	Datum	Schnitt – Naht – Zeit
24	28.06.2010	13:55 Uhr - 18:40 Uhr
Patienten-Schlüssel 1509571280610		
Alter	52 Jahre	Klinik: RM
Gewicht	65 kg	
Größe	164 cm	

Protokoll

für die OP

Anamnese	
Indikation	Ventrodorsale Fusion
Material	6 Schrauben, 1 Mobis Cage, 2 Stäbe

Geräteseriennummer	90008
Dosis-Flächen-Produkt	2105,3 cGy · cm ²
Durchleuchtungszeit	179 s
Pulse/s	25
Organprogramm	Skelett
Röhrenspannung	110 kV
Röhrenstrom	14,0 mA
MAG (Zoom)	0
Durchleuchtungsrichtung	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lateral

Nr.	Kommentar	U _{Röhre} [kV]	I _{Röhre} [mA]	DL- Richtung	DLZ [s]	DFP [cGy · cm²]
1	Übersicht/ Positionierung	110	14,0	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	14	168,0
2	Bohrung mit Ahle (sowie mit Bohrmaschine und K-Draht) (1)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	20	235,6
3	Bohrung mit Ahle (1)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	38	442,6
4	Schraubenplatzierung (1)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	44	518,2
5	Bohrung mit Ahle (2)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	59	712,1
6	Schraubenplatzierung (2)	104	14,3	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	72	899,3
7	Bohrung mit Ahle (3)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	82	1008,0
8	Schraubenplatzierung (3)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	88	1066,7
9	Übersicht zur Kontrolle	88	15,2	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	92	1105,5
10	Bohrung mit Ahle (4)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	102	1216,2
11	Schraubenplatzierung (4)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	106	1263,2
12	Bohrung mit Ahle (5)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	121	1432,9
13	Schraubenplatzierung (5)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	125	1474,8
14	Bohrung mit Ahle (6)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	134	1580,5
15	Schraubenplatzierung (6)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	141	1665,0
16	Reposition	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	155	1830,5
17	Cage-Platzierung	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	171	2025,9
18	Gestänge-Platzierung	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	174	2050,1
19	Übersicht zur Abschlusskontrolle	110	14,0	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	179	2105,3

Nr.	Datum	Schnitt – Naht – Zeit
56	13.09.2010	10:50 Uhr - 11:20 Uhr
Patienten-Schlüssel	3101410130910	
Alter	69 Jahre	Klinik: UC
Gewicht	83 kg	
Größe	182 cm	

Protokoll

für die OP

Anamnese	
Indikation	Kyphoplastie
Material	Zement

Geräteseriennummer	9576
Dosis-Flächen-Produkt	1823,2 cGy · cm ²
Durchleuchtungszeit	94 s
Pulse/ s	25
Organprogramm	Skelett
Röhrenspannung	102 kV
Röhrenstrom	14,4 mA
MAG (Zoom)	0
Durchleuchtungs- richtung	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lateral

Nr.	Kommentar	U _{Röhre} [kV]	I _{Röhre} [mA]	DL- Richtung	DLZ [s]	DFP [cGy · cm ²]
1	Übersicht/ Positionierung			<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	11	216,3
2	Einbringen eines K-Drahtes (1)			<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	21	399,0
3	Einbringen eines K-Drahtes (2)			<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	32	629,7
4	Übersicht zur Kontrolle	102	14,4	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	35	672,3
5	Arbeitsschaftplatzierung (Kanüle) (1)	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	38	736,4
6	Arbeitsschaftplatzierung (Kanüle) (2)	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	41	790,5
7	Bohrung ohne K-Draht (1)	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	43	844,5
8	Bohrung ohne K-Draht (2)	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	46	887,6
9	Ballonplatzierung	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	49	952,4
	Ballonplatzierung	102	14,4	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	50	963,3
	Ballonplatzierung	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	51	984,7
	Ballonplatzierung	100	14,5	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	54	1056,0
	Ballonplatzierung	100	14,5	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	55	1066,7
10	Zementplatzierung	101	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	77	1494,0
	Zementplatzierung	102	14,4	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	79	1526,9
	Zementplatzierung	102	14,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	93	1800,2
11	Übersicht zur Abschlusskontrolle	102	14,4	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	94	1823,2

Nr.	Datum	Schnitt – Naht – Zeit
60	17.09.2010	09:00 Uhr - 13:30 Uhr
Patienten-Schlüssel		1406451170910
Alter	65 Jahre	Klinik: RM
Gewicht	70 kg	
Größe	170 cm	

Protokoll

für die OP

Anamnese	
Indikation	Dorsale Fusion
Material	12 Schrauben

Geräteseriennummer	90008
Dosis-Flächen-Produkt	3326,2 cGy · cm ²
Durchleuchtungszeit	351 s
Pulse/s	1
Organprogramm	Skelett
Röhrenspannung	110 kV 90 kV
Röhrenstrom	14,0 mA 15,1 mA
MAG (Zoom)	0
Durchleuchtungs- richtung	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lateral

Nr.	Kommentar	U _{Röhre} [kV]	I _{Röhre} [mA]	DL- Richtung	DLZ [s]	DFP [cGy · cm²]
1	Übersicht/ Positionierung	88	15,2	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	71	714,5
	Übersicht/ Positionierung	88	15,2	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	73	720,0
2	Bohrung mit Ahle (1)	86	15,3	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	78	758,5
3	Schraubenplatzierung (1)	87	15,2	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	84	801,0
4	Bohrung mit Ahle (2)	86	15,3	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	90	836,6
5	Schraubenplatzierung (2)	85	15,4	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	96	875,0
6	Reposition	85	15,3	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	117	1039,3
7	Bohrung mit Ahle (3)	86	15,3	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	123	1086,8
8	Schraubenplatzierung (3)	88	15,2	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	126	1108,0
9	Bohrung mit Ahle (4)	90	15,1	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	129	1134,8
10	Schraubenplatzierung (4)	96	14,7	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	142	1243,1
11	Bohrung mit Ahle (5)	95	14,8	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	146	1284,1
12	Schraubenplatzierung (5)	96	14,7	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	148	1306,2
13	Bohrung mit Ahle (6)	98	14,6	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	168	1471,1
14	Übersicht zur Kontrolle	93	14,9	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	177	1560,3
15	Schraubenplatzierung (6)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	213	1930,4
16	Bohrung mit Ahle (7)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	222	2041,2
17	Bohrung mit Ahle (8)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	226	2084,2
18	Schraubenplatzierung (7)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	229	2114,3
19	Schraubenplatzierung (8)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	244	2252,8
20	Übersicht zur Kontrolle	97	14,7	<input checked="" type="checkbox"/> a.-p. <input type="checkbox"/> lat.	247	2285,5
21	Bohrung mit Ahle (8)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	259	2408,9
22	Schraubenplatzierung (8)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	282	2615,1
23	Bohrung mit Ahle (9)	110	14,0	<input type="checkbox"/> a.-p. <input checked="" type="checkbox"/> lat.	291	2713,9

Hochschule Mittweida – BG Kliniken Bergmannstrost Halle – Ziehm Imaging GmbH

C. Teilabnahmeprotokolle für die Voreinstellungen an den mobilen Röntgendurchleuchtungsanlagen



VOREINSTELLUNG FÜR EINE STUDIE ZUR MINIMIERUNG DER STRAHLENBELASTUNG BEIM ZIEHM VISION FD

Beteiligte Partner:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 156
06112 Halle/ Saale

Ziehm Imaging GmbH
Donaustraße 31
90451 Nürnberg

ZIEHM VISION FD VARIO 3D
GERÄTE ID 008420
GERÄTE S/N 90133

Notwendige Arbeiten:

- Abgleich der Dosisparameter auf die Werte der Maschinendaten Version 2.16 als Referenzwerte für die anderen Geräte
=> siehe Teilabnahmeprotokoll
- Einstellung des berechneten Dosisflächenproduktes auf die Referenzwerte des Dosimeters als Referenz für die anderen Geräte
=> siehe Prüfprotokoll DAP





TEILABNAHMEPROTOKOLL

für: Ziehm Vision FD
gemäß DIN 6868 Teil 50

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
90451 Nürnberg, Donaustrasse 31
Tel.: 0911/ 2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Anlass der Teilabnahme: Inbetriebnahme

Seriennummer: # 90133

Inventarnummer: 008420

Messungen: (verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ S/N 3046)

1. Sicht- und Funktionskontrolle ohne Mängel: ja
2. Messung mit Ziehm Prüfkörper S/N 91102 (25 mm Al + 1,5 mm Cu)

		Fluoro			HQ Cine		
		Dosisleistung gemessen am BV vor Raster Schwächungsfaktor Raster 1,65			Dosisleistung gemessen am BV vor Raster Schwächungsfaktor Raster 1,65		
		kV	mA	µGy/sk	kV	mA	µGy/sk
Vollfeld	Extremitäten	73	15,7	0,69	78	19,3	1,56
	Abdomen	77	10,8	0,69	78	19,0	1,51
	Heart	78	9,1	0,70	75	18,9	1,02
	Soft	80	6,9	0,69	75	19,0	1,01

3. Messung mit iba Dosimetry Primus DL S/N 08-0010082 und 25 mm Al

BV (cm)	R ₀ (Lp/mm)	Kontrast
20x20	2,2	Kontraststufen 4-17, Niederkontrast 5 Stufen

Bemerkungen:

- Bezugswerte für Konstanzprüfung festgelegt:
- Vollbild → Mittelwertregelung;

Halle, 19.05.2010

nein

Ziehm Imaging GmbH / Donaustrasse 31 / 90451 Nürnberg
 Telefon +49-911-2172 500 / Telefax +49-911-2172 500
 Mail: info@ziehm-imaging.com / www.ziehm-imaging.com

.....
Unterschrift des Prüfers



TEILABNAHMEPROTOKOLL

für Ziehm Vision FD Flächendosisproduktmessgerät (DAP)

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
Donaustrasse 31
90451 Nürnberg
Tel.: 0911/2172 500

Prüfer: Hr. Trappl

Seriennummer C-Bogen: 90133

Inventarnummer: 008420

Seriennummer DAP: ohne (berechnetes DAP)

Anlass der Teilabnahme: Überprüfung der Meßkammer auf Kundenwunsch

Messungen: (inkl. Raster, verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ = 3046)

4. Funktionsprüfung des Flächendosisproduktmeßgerätes

Funktionskontrolle ohne Mängel:

ja

5. Kontrolle der Flächendosisproduktanzeige

Prüfbedingungen: Kein Prüfkörper oder Absorber im Strahlengang

Röhrenspannung (Handbetrieb)	U_a	= 70 kV
Röhrenstrom	I_a	= 3,5 mA
Meßzeit	t	= 20 s
Kennlinie	Kinder / Extremitäten	
Strahlungsfeldgröße	F	= 100,0 cm ²
Dosismesswert	K_E	= 0,698 mGy
Flächendosisprodukt	$K_E \cdot F$	= 6,98 cGy cm ²
Anzeige des zu prüfenden Flächendosisproduktmeßgerätes		= 7,0 cGy cm ²
Anzeigefehler		0 %

Beurteilung:

Anzeigefehler ≤ 30 %:

Halle, 19.05.2010

Dokumentation_90133.doc



ziehm imaging

Ziehm Imaging GmbH
Donaustrasse 31
90451 Nürnberg
Tel.: 0911-2172 500
Fax: 0911-2172 200
Mail: info@ziehm-im.com
www.ziehm.com



**VOREINSTELLUNG FÜR EINE STUDIE ZUR
MINIMIERUNG DER STRAHLENBELASTUNG
BEIM ZIEHM VISION FD**

Beteiligte Partner:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 156
06112 Halle/ Saale

Ziehm Imaging GmbH
Donaustraße 31

90451 Nürnberg

**ZIEHM VISION FD
GERÄTE ID 008302
GERÄTE S/N 90008**

Notwendige Arbeiten:

- Abgleich der Dosisparameter auf die Werte des Referenzgerätes
Ziehm Vision FD Vario 3D (S/N 90133)
=> siehe Teilabnahmeprotokoll
- Einstellung des berechneten Dosisflächenproduktes auf die
Referenzwerte des Dosimeters
=> siehe Prüfprotokoll DAP





TEILABNAHMEPROTOKOLL

für: Ziehm Vision FD
gemäß DIN 6868 Teil 50

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
90451 Nürnberg, Donaustrasse 31
Tel.: 0911/ 2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Anlass der Teilabnahme: Inbetriebnahme

Seriennummer: # 90008

Inventarnummer: 008302

Messungen: (verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ S/N 3046)

1. Sicht- und Funktionskontrolle ohne Mängel: ja
2. Messung mit Ziehm Prüfkörper S/N 91102 (25 mm Al + 1,5 mm Cu)

		Fluor			HQ Cine		
		Dosisleistung gemessen am BV vor Raster Schwächungsfaktor Raster 1,65			Dosisleistung gemessen am BV vor Raster Schwächungsfaktor Raster 1,65		
		kV	mA	$\mu\text{Gy/sec}$	kV	mA	$\mu\text{Gy/sec}$
Vollfeld	Extremitäten	73	15,7	0,70	78	19,3	1,52
	Abdomen	76	10,8	0,69	78	19,5	1,49
	Heart	78	9,1	0,69	75	18,9	1,01
	Soft	80	6,9	0,68	74	18,9	0,98

3. Messung mit iba Dosimetry Primus DL S/N 08-0010082 und 25 mm Al

BV (cm)	R ₀ (Lp/mm)	Kontrast
20x20	2,2	Kontraststufen 4-17, Niederkontrast 5 Stufen

Bemerkungen:

- Bezugswerte für Konstanzprüfung festgelegt;
- Vollbild → Mittelwertregelung;

Halle, 19.05.2010

nein

Ziehm Imaging GmbH | Donaustrasse 31 | 90451 Nürnberg
 Telefon +49-911-2172 500 | Telefax +49-911-2172 500
 Mail: info@ziehm-imaging.com | www.ziehm-imaging.com

.....
Unterschrift des Prüfers



TEILABNAHMEPROTOKOLL

für Ziehm Vision FD Flächendosisproduktmessgerät (DAP)

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
Donaustrasse 31
90451 Nürnberg
Tel.: 0911/2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Seriennummer C-Bogen: 90008

Inventarnummer: 008302

Seriennummer DAP: ohne (berechnetes DAP)

Anlass der Teilabnahme: Überprüfung der Meßkammer auf Kundenwunsch

Messungen: (inkl. Raster, verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ # 3046)

4. Funktionsprüfung des Flächendosisproduktmeßgerätes

Funktionskontrolle ohne Mängel:

ja

5. Kontrolle der Flächendosisproduktanzeige

Prüfbedingungen: Kein Prüfkörper oder Absorber im Strahlengang

Röhrenspannung (Handbetrieb)	U_a	= 70 kV
Röhrenstrom	I_a	= 3,5 mA
Meßzeit	t	= 20 s
Kennlinie	Kinder / Extremitäten	
Strahlungsfeldgröße	F	= 100,0 cm ²
Dosismeßwert	K_E	= 0,697 mGy
Flächendosisprodukt	$K_E \cdot F$	= 6,97 cGy cm ²
Anzeige des zu prüfenden Flächendosisproduktmeßgerätes		= 6,9 cGy cm ²
Anzeigefehler		1 %

Beurteilung:

Anzeigefehler ≤ 30 %:

Halle, 19.05.2010

Dokumentation_90008.doc

ja

Ziehm Imaging GmbH
Donaustrasse 31
90451 Nürnberg
Tel.: 0911-2172 500
Fax: 0911-2172 390
E-Mail: info@ziehm-imaging.com
www.ziehm-imaging.com



**VOREINSTELLUNG FÜR EINE STUDIE ZUR
MINIMIERUNG DER STRAHLENBELASTUNG
BEIM ZIEHM VISION FD**

Beteiligte Partner:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 156
06112 Halle/ Saale

Ziehm Imaging GmbH
Donaustraße 31

90451 Nürnberg

**ZIEHM VISION FD
GERÄTE ID 008300
GERÄTE S/N 90057**

Notwendige Arbeiten:

- Abgleich der Dosisparameter auf die Werte des Referenzgerätes
Ziehm Vision FD Vario 3D (S/N 90133)
=> siehe Teilabnahmeprotokoll
- Einstellung des berechneten Dosisflächenproduktes auf die
Referenzwerte des Dosimeters
=> siehe Prüfprotokoll DAP





TEILABNAHMEPROTOKOLL

für: Ziehm Vision FD
gemäß DIN 6868 Teil 50

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
90451 Nürnberg, Donaustrasse 31
Tel.: 0911/ 2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Anlass der Teilabnahme: Inbetriebnahme

Seriennummer: # 90057

Inventarnummer: 008300

Messungen: (verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ S/N 3046)

1. Sicht- und Funktionskontrolle ohne Mängel: ja
2. Messung mit Ziehm Prüfkörper S/N 91102 (25 mm Al + 1,5 mm Cu)

		Fluoro			HQ Cine		
		Dosisleistung gemessen am BV vor Raster			Dosisleistung gemessen am BV vor Raster		
		Schwächungsfaktor Raster 1,65			Schwächungsfaktor Raster 1,65		
		kV	mA	mRy/sec	kV	mA	mRy/sec
Vollfeld	Extremitäten	73	15,7	0,69	78	19,4	1,52
	Abdomen	76	10,8	0,68	78	19,5	1,49
	Heart	78	9,1	0,68	75	18,9	1,01
	Soft	80	6,9	0,68	74	18,9	0,98

3. Messung mit iba Dosimetry Primus DL S/N 08-0010082 und 25 mm Al

BV (cm)	R ₀ (lp/mm)	Kontrast
20x20	2,2	Kontraststufen 4-17, Niederkontrast 5 Stufen

Bemerkungen:

- Bezugswerte für Konstanzprüfung festgelegt;
- Vollbild → Mittelwertregelung;

Halle, 19.05.2010

nein

Ziehm Imaging GmbH | Donaustrasse 31 | 90451 Nürnberg
 Telefon +49-911-2172 500 | Telefax +49-911-2172 390
 Mail: info@ziehm-imaging.com | www.ziehm.com

.....
Unterschrift des Prüfers



TEILABNAHMEPROTOKOLL

für Ziehm Vision FD Flächendosisproduktmessgerät (DAP)

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
Donaustrasse 31
90451 Nürnberg
Tel.: 0911/2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Seriennummer C-Bogen: 90057

Inventarnummer: 008300

Seriennummer DAP: ohne (berechnetes DAP)

Anlass der Teilabnahme: Überprüfung der Meßkammer auf Kundenwunsch

Messungen: (inkl. Raster, verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ # 3046)

4. Funktionsprüfung des Flächendosisproduktmeßgerätes

Funktionskontrolle ohne Mängel:

ja

5. Kontrolle der Flächendosisproduktanzeige

Prüfbedingungen: Kein Prüfkörper oder Absorber im Strahlengang

Röhrenspannung (Handbetrieb)	U_a	= 70 kV
Röhrenstrom	I_a	= 3,5 mA
Meßzeit	t	= 20 s
Kennlinie		Kinder / Extremitäten
Strahlungsfeldgröße	F	= 100,0 cm ²
Dosismeßwert	K_E	= 0,708 mGy
Flächendosisprodukt	$K_E \cdot F$	= 7,08 cGy cm ²
Anzeige des zu prüfenden Flächendosisproduktmeßgerätes		= 7,0 cGy cm ²
Anzeigefehler		1 %

Beurteilung:

Anzeigefehler ≤ 30 %:

Halle, 19.05.2010

Dokumentation_90057.doc

ja

Ziehm Imaging GmbH
 Donaustr. 31, 90451 Nürnberg
 Tel.: 0911-2172 500 | Fax: 0911-2172 990
 Mail: info@ziehm-imaging.com | www.ziehm.com



**VOREINSTELLUNG FÜR EINE STUDIE ZUR
MINIMIERUNG DER STRAHLENBELASTUNG
BEIM ZIEHM VISION FD**

Beteiligte Partner:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 156
06112 Halle/ Saale

Ziehm Imaging GmbH
Donaustraße 31

90451 Nürnberg

**ZIEHM VISION FD
GERÄTE ID 007700
GERÄTE S/N 9576**

Notwendige Arbeiten:

- Abgleich der Dosisparameter auf die Werte der Maschinendaten Version 2.16 und des Referenzgerätes Ziehm Vision FD Vario 3D (S/N 90133)
=> siehe Teilabnahmeprotokoll
- Einstellung des eingebauten Dosisflächenproduktmessgerätes
=> siehe Prüfprotokoll DAP
- Softwareupdate auf die Version 5.25.3 wie bei den anderen Geräten





TEILABNAHMEPROTOKOLL

für: Ziehm Vision FD
gemäß DIN 6868 Teil 50

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
90451 Nürnberg, Donaustrasse 31
Tel.: 0911/ 2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Anlass der Teilabnahme: Inbetriebnahme

Seriennummer: # 9576

Inventarnummer: 007700

Messungen: (verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ S/N 3046)

1. Sicht- und Funktionskontrolle ohne Mängel: ja
2. Messung mit Ziehm Prüfkörper S/N 91102 (25 mm Al + 1,5 mm Cu)

		Fluor			HQ Cine		
		Dosisleistung gemessen am BV vor Raster			Dosisleistung gemessen am BV vor Raster		
		Schwächungsfaktor Raster 1,65			Schwächungsfaktor Raster 1,65		
		kV	mA	$\mu\text{Gy/sec}$	kV	mA	$\mu\text{Gy/sec}$
Vollfeld	Extremitäten	73	15,7	0,70	78	19,4	1,56
	Abdomen	77	10,8	0,70	78	19,5	1,50
	Heart	78	9,2	0,69	75	18,8	1,01
	Soft	80	7,0	0,69	75	19,0	0,99

3. Messung mit iba Dosimetry Primus DL S/N 08-0010082 und 25 mm Al

BV (cm)	R ₀ (Lp/mm)	Kontrast
20x20	2,0	Kontraststufen 4-17, Niederkontrast 5 Stufen

Bemerkungen:

- Bezugswerte für Konstanzprüfung festgelegt;
- Vollbild → Mittelwertregelung;

Halle, 19.05.2010

nein

Ziehm Imaging GmbH | Donaustrasse 31 | 90451 Nürnberg
 Telefon +49-911-21 72 0 | Telefax +49-911-21 72 290
 Mail: info@ziehm-imaging.com | www.ziehm.com

.....
Unterschrift des Prüfers



TEILABNAHMEPROTOKOLL

für Ziehm Vision FD Flächendosisproduktmessgerät (DAP)

Betreiber der Röntgenanlage:

Berufsgenossenschaftliche Kliniken
Bergmannstrost
Merseburger Straße 165
06112 Halle (Saale)

Teilabnahmeprüfung ausgeführt:

Ziehm Imaging GmbH
Donaustrasse 31
90451 Nürnberg
Tel.: 0911/2172 500

Prüfer: Hr. Trappiel

Seriennummer C-Bogen: 90133

Inventarnummer: 008420

Seriennummer DAP: -----

Anlass der Teilabnahme: Überprüfung der Meßkammer auf Kundenwunsch

Messungen: (inkl. Raster, verwendete Meßmittel: „SOLIDOSE 300“ # 3046)

4. Funktionsprüfung des Flächendosisproduktmeßgerätes

Funktionskontrolle ohne Mängel:

ja

5. Kontrolle der Flächendosisproduktanzeige

Prüfbedingungen: Kein Prüfkörper oder Absorber im Strahlengang

Röhrenspannung (Handbetrieb)	U_a	= 70 kV
Röhrenstrom	I_a	= 3,5 mA
Meßzeit	t	= 20 s
Kennlinie	Kinder / Extremitäten	
Strahlungsfeldgröße	F	= 100,0 cm ²
Dosismeßwert	K_E	= 0,747 mGy
Flächendosisprodukt	$K_E \cdot F$	= 7,47 cGy cm ²
Anzeige des zu prüfenden Flächendosisproduktmeßgerätes		= 7,5 cGy cm ²
Anzeigefehler		0,4 %

Beurteilung:

Anzeigefehler ≤ 30 %:

Halle, 19.05.2010

Dokumentation_9576.doc



ziehm imaging

Ziehm Imaging GmbH, Donastr. 31, 90451 Nürnberg
Telefon: +49-911-2172 500
Mail: info@ziehm-imaging.com
www.ziehm.com

D. Hinweise zur Benutzung von C-Bögen

BENUTZUNG VON C-BÖGEN

Hinweise zur Bedienung und zum Strahlenschutz

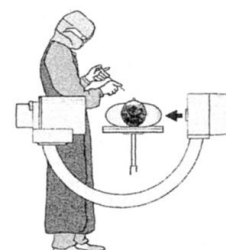
- ✓ **Röntgenstrahler** nur anschalten, wenn notwendig. Röntgenstrahlung minimieren.
- ✓ **Strahlungsfreie Positionierung** des C-Bogens mit Laser-visier.
- ✓ **Position der Röntgenröhre** unterhalb des Patienten/Operationstisches.
- ✓ **Bildverstärker-/detektornah** röntgen. Maximaler Abstand zwischen Röntgenröhre und Patient.



- ✓ **Gepulste Durchleuchtung** verwenden. Pulsrate so niedrig wie möglich.
- ✓ Funktion „last image hold“ (LIH), Referenzmonitor, Bildspeicher und Schnappschussfunktion verwenden.



- ✓ **Streustrahlung** beachten. **Abstand** halten.
- ✓ Bei lateralem Röntgen Abstand von der Röntgenröhre halten.



- ✓ **Hände** aus dem Strahlengang halten.
- ✓ **Schutzkleidung** tragen: Bleischürze, Schilddrüsenkragen, Brille, Bleihandschuhe



- ✓ **Blende** strahlungsfrei auf den zu untersuchenden Bereich und so klein wie möglich einstellen.
- ✓ Digitale Vergrößerung für das Röntgenbild verwenden (Zoomfunktion oder digitale Nachbearbeitung).
- ✓ Dosisbericht dokumentieren.
- ✓ Strahlungsdosis- und Durchleuchtungszeitähler im Blick behalten.



(nach: Dresing, Klaus: Röntgen in Unfallchirurgie und Orthopädie : Ein Update über physikalische und biologische Auswirkungen, sinnvolle Anwendung und Strahlenschutz im Operationssaal. In: Operative Orthopädie und Traumatologie. - Berlin : Springer-Verlag. - 23 (2011)1, S. 74; Abb. v. o. n. u.: Beck, Hans: Intraoperatives Durchleuchten in Unfallchirurgie und Orthopädie. - Darmstadt : Steinkopff Verlag, 2006, S. 27; Fuchs, Michael et al.: Strahlenschutz im Operationssaal. In: Operative Orthopädie und Traumatologie. - München : Urban & Vogel. - 11 (1999)4, S. 331; TECH MED Handels GmbH: Strahlenschutz. URL: <<http://techmed.at/pages/strahlen.htm>>, verfügbar am 24.03.11; Praxisdienst Dieckhoff & Ratschow GmbH & Co.KG: Röntgenbedarf. URL: <<http://www.praxisdienst.de/Diagnostik/Fachspezifische+Diagnostik/Roentgenbedarf/>>, verfügbar am 24.03.11; alle übrigen: Ziehm Imaging GmbH: Ziehm Vision Familie : Gebrauchsanweisung. - Nürnberg : Ziehm Imaging GmbH, 2009)